

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Praha 2011

Bc. Daniela Drobílková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ

ZDRAVOTNICKÁ TECHNIKA A INFORMATIKA



Bc. Daniela Drobílková

Hodnocení radiační zátěže pacienta při diagnostických výkonech

Evaluation of patient radiation load due to radiodiagnostic
examinations

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Prof. MUDr. Jan Daneš, CSc.

Konzultant:

Ing. Jana Tamášová

Praha 2011

Prohlášení

Čestně prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením pana Prof. MUDr. Jana Daneše, CSc. a Ing. Jany Tamášové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze.

Souhlasím, aby tato závěrečná práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům.

V Praze dne: 11. 7. 2011

.....
Daniela Drobílková

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala panu Prof. MUDr. Janu Danešovi, CSc za odborné vedení a umožnění využití pracoviště Radiodiagnostické kliniky VFN k napsání této práce. Dále bych ráda poděkovala Ing. Janě Tamášové za veškerou pomoc, odborné konzultace a cenné rady, které mi velmi pomohly. Děkuji všem pracovníkům Oddělení radiační ochrany za vstřícnost a spolupráci při psaní této práce. A v neposlední řadě děkuji své rodině a přátelům za veškerou podporu, bez které by plnění některých životních úkolů bylo mnohem složitější.

Identifikační záznam

DROBÍLKOVÁ, Daniela. *Hodnocení radiační zátěže pacienta při diagnostických výkonech.* [Evaluation of patient radiation load due to radiodiagnostic examinations]. Praha, 2011. 82 s.
Diplomová práce (Mgr.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta. Vedoucí magisterské práce Jan Daneš.

Abstrakt

Cílem této práce je stanovení místních diagnostických referenčních úrovní pro skiagrafická vyšetření ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze.

Místní diagnostické referenční úrovně slouží pro hodnocení dávek, které pacienti dostanou při konkrétním lékařském vyšetření dané části lidského těla. Hodnocení může být na úrovni nemocnice nebo konkrétního RTG přístroje.

Teoretická část je věnována ionizujícímu záření včetně jeho interakce s hmotou, tvorbě radiodiagnostického snímku, legislativě, která se zabývá optimalizací radiodiagnostického vyšetření, radiační ochraně a vyjádření veličin pro stanovení dávek pacientů.

Praktická část popisuje stanovení místních diagnostických referenčních úrovní pomocí veličiny vstupní povrchové kermy a střední dávky v mléčné žláze. Obě tyto veličiny jsou relevantní k vyjádření rizika nežádoucích účinků ionizačního záření, které se při skiagrafickém vyšetření uplatňuje. Data pro tuto studii byla nashromážděna pomocí provozních deníků popř. systému PACS. Hodnoceno bylo dvacet šest druhů vyšetření. Data pocházela z dvanácti pojízdných, a devíti stacionárních a dvou mamografických skiagrafických přístrojů.

Výsledné hodnoty byly statisticky zpracovány a porovnány nejen mezi sebou, ale i s národními diagnostickými referenčními úrovněmi, což jsou hodnoty používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření. Překročení těchto hodnot se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává.

Místní diagnostická referenční úroveň je u všech hodnocených skiagrafických přístrojů nižší než národní diagnostická referenční úroveň. Což je pozitivní výsledek a znamená nižší radiační zátěž pacienta, než je obecně předpokládáno. Výjimku tvoří jeden přístroj na Interní klinice Strahov, který má naopak hodnoty vyšší, než je doporučeno.

Klíčová slova:

místní diagnostické referenční úrovně, skiografie, hodnocení dávek pacientů, optimalizace RTG vyšetření, diagnostické referenční úrovně, vstupní povrchová kerma

Abstract

The aim of this study is to determination of local diagnostic reference levels for radiodiagnostic examination in the General Teaching Hospital in Prague.

Local diagnostic reference levels are used for an evaluation of radiation load which patients receive during medical examinations of specific parts of the human body.

The evaluation can be on the level of a hospital and its department or on the level of concrete X-ray machine.

The theoretical part describes a ionizing radiation, including its interaction with matter, creating, formation of radiodiagnostic image, legislation during optimization of radiodiagnostic examination, radiological protection and determination of values for radiation dose.

The practical part describes the determination of local diagnostic reference levels with the help of entrance surface kerma and the median dose in the mammary gland. Both of these variables are relevant for determination of the risk of adverse effects of ionizing radiation which is applied during radiographic examination. Data for this study was collected with the help of operating diaries and PACS system. It has been rated twenty-six kinds of examinations from twelve mobile and nine stationary (including two mammographs) X-ray machines.

All resulting values were statistically processed and compared with each other and with the national diagnostic reference levels which are used for diagnostic practice of a medical exposure. Exceeding of these values is not expected during standard examination with adult patient weighing 70 kg.

Local diagnostic reference level is at all evaluated X-ray machine lower than the national diagnostic reference level. It means positive result and means lower patient radiation dose than is generally supposed. An exception is internal clinic Strahov where are patient radiation dose higher.

Key words:

local diagnostic reference levels, radiodiagnostics, evaluation of radiation dose, optimization of X-ray examination, national diagnostic reference levels, entrance surface kerma

Obsah

1	ÚVOD	9
2	TEORETICKÁ ČÁST	11
2.1	IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ	11
2.1.1	Typy ionizujícího záření	11
2.1.2	Fotonové záření gama a X.....	12
2.2	INTERAKCE FOTONOVÉHO ZÁŘENÍ S LÁTKOU.....	12
2.2.1	Fotoelektrický jev.....	13
2.2.2	Comptonův rozptyl	14
2.2.3	Tvorba elektron-pozitronových párů.....	15
2.2.4	Nejčastější interakce rentgenového záření s hmotou při skiagrafických vyšetření.....	16
2.3	RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ	16
2.3.1	Objevení paprsků X.....	16
2.3.2	Radiologie	16
2.3.3	Druhy vyšetření v radiodiagnostice	17
2.3.4	Charakteristika RTG záření.....	17
2.4	RTG ZAŘÍZENÍ	18
2.4.1	Rentgenka.....	18
2.4.2	Typy RTG zařízení.....	20
2.5	OPTIMALIZACE RTG DIAGNOSTIKY	20
2.5.1	Optimalizace z hlediska elektrického obvodu přístroje	20
2.5.2	Další parametry, které ovlivňují výsledný diagnostický obraz a velikost dávky na pacienta.....	22
2.6	PRINCIP TVORBY RTG SNÍMKU	23
2.6.1	Rentgenové filmy.....	23
2.6.2	Digitální zpracování RTG obrazu.....	23
2.7	VELIČINY A DOZIMETRIE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ	25
2.7.1	Veličiny radiační ochrany	28
2.7.2	Efektivní dávka.....	29
2.8	LEGISLATIVA PŘI POUŽÍVÁNÍ ZDROJE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ	29
2.8.1	„Atomový zákon“	29
2.8.2	Všeobecné podmínky pro lékařské ozáření.....	30
2.8.3	Optimalizace radiodiagnostických vyšetření podle WHO	30
2.9	RADIAČNÍ OCHRANA PACIENTŮ A ZDRAVOTNICKÉHO PERSONÁLU	33
2.9.1	Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice.....	33
2.9.2	Diagnostické referenční úrovně (DRÚ).....	34
2.9.3	Metodický návod postupu stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření	35
2.10	VELIČINY PRO VYJADŘOVÁNÍ DIAGNOSTICKÝCH REFERENČNÍCH ÚROVNÍ.....	36

2.10.1	Vstupní povrchová kerma Ke	36
2.10.2	Dopadající kerma Ki	37
2.10.3	Součin kermy a plochy PKA	37
2.10.4	Součin kermy a délky PKL	38
2.10.5	Střední dávka v mléčné žláze.....	38
2.10.6	Metoda stanovení a revize místních diagnostických referenčních úrovní	39
3	PRAKTICKÁ ČÁST	40
3.1	STANOVOVÁNÍ MÍSTNÍCH DIAGNOSTICKÝCH REFERENČNÍ ÚROVNÍ VE VŠEOBECNÉ FAKULTNÍ NEMOCNICI V PRAZE (VFN)	40
3.1.1	Popis pracoviště.....	40
3.1.2	Soubor dat	41
3.1.3	Přehled hodnocených skiagrafických zařízení.....	42
3.1.4	Metodika určování mDRÚ pro pojízdné skiagrafické RTG zařízení	45
3.1.5	Výsledky pro pojízdná skiagrafická zařízení.....	47
3.1.6	Metodika určování mDRÚ pro stacionární skiagrafické RTG zařízení.....	49
3.1.7	Výsledky pro stacionární skiagrafická zařízení.....	52
3.1.8	Metodika určování mDRÚ pro stacionární mamografické zařízení.....	65
3.1.9	Výsledky pro stacionární mamografická skiagrafická zařízení.....	68
4	DISKUZE.....	70
5	ZÁVĚR	75
6	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	76
7	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	78
8	SEZNAM OBRÁZKŮ	80
9	SEZNAM TABULEK.....	81

1 Úvod

Ionizující záření se jeví stále jako aktuální téma. Nedávná událost havárie japonské jaderné elektrárny Fukušima tento zájem jen podpořila, hlavně tedy u laické veřejnosti. Určitě je to způsobeno také množstvím informací, které se k nám dostávají prostřednictvím médií. Tyto informace jsou často nevytříbené a neposkytují ucelený náhled na možné riziko poškození organismu při styku s ionizujícím zářením.

Nezanedbatelnou součástí ionizujícího záření, kterému jsme během svého života vystaveni, je ionizující záření určené pro medicínskou praxi. Tento typ záření slouží k diagnostickým účelům a má stále aktuální a nezastupitelnou roli v zobrazovacích metodách.

Protože se použití ionizujícího záření v medicíně vždy řídí pravidlem nejlepšího zájmu pro pacienta, tedy je zohledňovaný přínos diagnostické informace k možnému poškození organismu ionizujícím zářením, neexistují pevně stanovené hranice, které by určily, jakou celkovou dávku může pacient dostat při vyšetření. Toto vyšetření se může skládat z více snímaných oblastí, např. si můžeme představit pacienta s mnohočetným poraněním.

Existují však doporučené hodnoty dávek, nazývané diagnostické referenční úrovně, podle kterých se hodnotí dávka na pacienta při jednom konkrétním vyšetření vymezené části lidského těla. Tyto diagnostické referenční úrovně jsou k dispozici na národní úrovni - sepsané ve Vyhlášce č. 307/2002 sb. v platném znění, ale také je možné je vyjádřit na místní úrovni v rámci nemocnice, vyšetřovny či přístroje, tudíž je nazýváme místní diagnostické referenční úrovně. Hodnoty se mohou lišit i v rámci jedné nemocnice a to z důvodu nestejného používání rentgenových přístrojů.

Cílem této práce je stanovení místních diagnostických referenčních úrovní na vybraných rentgenových strojích ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze, prostřednictvím veličin vstupní povrchové kermy a střední dávky v mléčné žláze. Tyto hodnoty poslouží k místnímu hodnocení dávek pacientů pro konkrétní vyšetření. Pacienti se pak mohou dozvědět, jakou dávku nejpravděpodobněji dostanou, když se podrobí vybranému rentgenovému vyšetření. Dále pak tyto hodnoty z místních diagnostických referenčních úrovní přispějí k hodnocení optimalizace radiodiagnostického vyšetření.

V případě, že se ukáže, že některé hodnoty překračují národní úrovně, bude nutné zahájit šetření a tento problém objasnit.

Místní diagnostické referenční úrovně budeme stanovovat na skiagrafických pojízdných, stacionárních a mamografických zařízeních.

2 Teoretická část

2.1 Ionizující záření

Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které má schopnost ionizovat (nebo excitovat) atomy prostředí. Z původně elektricky neutrálních atomů ozařované látky vznikají kladně a záporně nabitě ionty.

Ionizující záření vzniká jako průvodní jev jaderných procesů atomu nebo procesů odehrávajících se v obalu atomu. Jádro (nebo obal) atomu se dostává do vybuzeného stavu, stává se energeticky nestabilní. Stabilní stav získá právě vyzářením energie ve formě částic nebo fotonů elektromagnetického záření [1,3,4].

2.1.1 Typy ionizujícího záření

K ionizujícímu záření řadíme různá záření vlnového i korpuskulárního charakteru s dostatečnou energií. Řadíme sem tedy záření *fotonové* (X a γ), *elektronové* (β^- a β^+) a α záření [2,4].

Korpuskulární ionizující záření je charakterizováno hlavně nenulovou klidovou hmotností. Podle hmotnosti dělíme částice na těžké (záření α , protony, neutrony), středně těžké (mezony) a lehké (elektrony a pozitrony).

Fotonové ionizující záření má duální charakter (má vlastnosti jak elektromagnetického vlnění, tak i vlastnosti částic). Rozeznáváme fotonové záření γ a rentgenové záření X . Z fyzikálního hlediska jde v podstatě o stejný typ záření, rozdíl je ve vlnové délce a hlavně v tom, že záření γ vzniká v atomovém jádře (přírozená a umělá radioaktivita) a rentgenové záření vzniká v elektronovém obalu atomu (na tomto principu pracují např. rentgenového přístroje, betatron, lineární urychlovače).

Podle mechanismu ionizace látky rozlišujeme:

Záření přímo ionizující – Je to záření, jehož kvanta nesou elektrický náboj, a proto přímou elektrickou interakcí s elektrony ionizuje látku (přímo vyráží či vytrhává Coulombickými elektrickými silami elektrony z atomů). Patří sem záření alfa, beta a protonové záření.

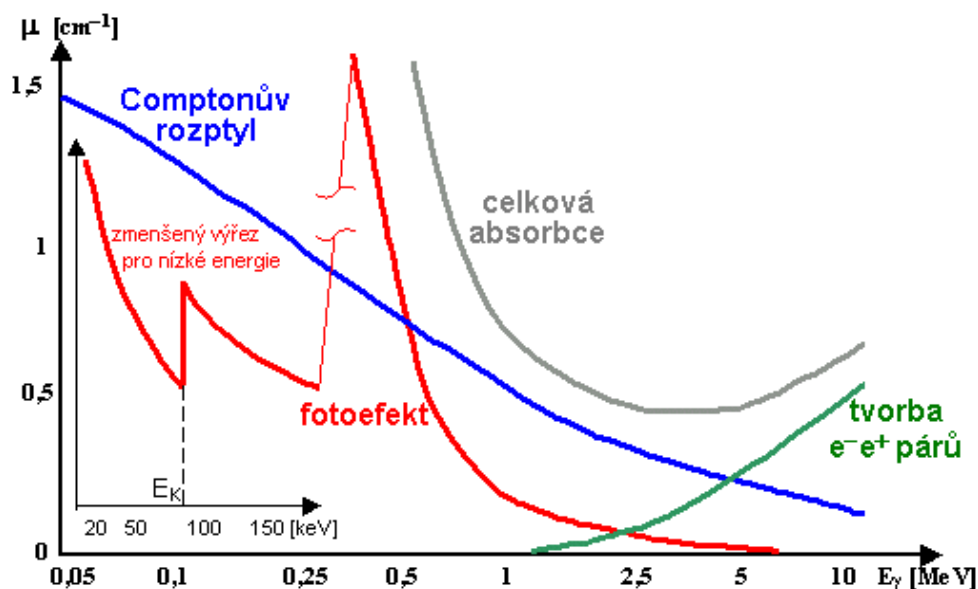
Záření nepřímo ionizující – Jedná se o záření, jehož kvanta nejsou elektricky nabitá. Látku ionizují nepřímo a to tak, že nejprve svou kinetickou energii předají v látce nabitým částicím (prakticky výhradně elektronům) a ty teprve přímými účinky na atomy látku ionizují. Patří sem fotonové záření X a gama, dále pak záření neutronové [3,4].

2.1.2 Fotonové záření gama a X

Fotonové záření emitované z atomových jader se nazývá **záření gama**, zatímco záření vznikající přeskoky elektronů v atomovém obalu se nazývá **záření X**. Fotonové záření o velmi vysokých energiích (řádově MeV) však již obvykle nazýváme **zářením gama**, bez ohledu na způsob jeho vzniku.

2.2 Interakce fotonového záření s látkou

Fotonové záření interaguje s látkou nepřímo, pomocí fotoelektrického jevu, Comptonova efektu a tvorby elektron-pozitronových párů [1,3,4].



Obr. č. 1. Interakce fotonového záření s látkou

2.2.1 Fotoelektrický jev

Fotoelektrický jev nastává v případech, kdy se celá energie kvanta záření předává některému elektronu z elektronového obalu absorbujícího materiálu, případně slabě vázanému elektronu (např. v kovech). Část energie fotonu se spotřebuje na uvolnění elektronu z obalu (na tzv. výstupní práci W) a zbytek tvoří kinetickou energii vzniklého fotoelektronu. Foton záření gama, který způsobil fotoelektrický jev, zaniká a jeho energii získává fotoelektron, který může díky ní ionizovat své okolí. Elektrická bilance celého jevu je popsána Einsteinovou rovnicí:

$$E = h \cdot \nu = W + \frac{1}{2} m \cdot v^2,$$

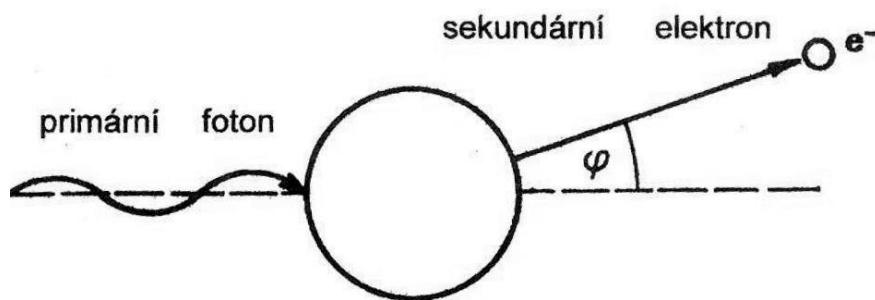
kde E je kinetická energie, h je Planckova konstanta, ν je frekvence, W je výstupní práce, m je hmotnost elektronu, v je rychlost vylétajícího elektronu.

Atom, ze kterého byl vyražen elektron, je ve vzbuzeném stavu a přechází do základního stavu emisí elektromagnetického záření – fotonu charakteristického záření – o frekvenci (energii) odpovídající rozdílu energie vzbuzeného a základního stavu rozdílu energií energetických hladin, ze které a na kterou elektron přeskočí.

$$E_e = E_\gamma - E_v$$

Fotoefekt je nejdůležitější interakce fotonového záření s látkou pro RTG diagnostiku. Dřívější zobrazení záření X pomocí fotografického filmu nebo luminiscenčního stínítka je nyní nahrazováno elektronickými zobrazovacími detektory. Výhodou je podstatně vyšší detekční citlivost a široké možnosti elektronického a počítačového zpracování obrazů (digitalizace). Všechny tyto zobrazovací detektory jsou založeny na moderních technologiích tzv. kvantové optoelektroniky (fotoniky), využívající vnitřního či vnějšího fotoefektu k převodu fotonů na elektrické signály.

Pravděpodobnost fotoelektrického jevu roste velmi významně s velikostí protonového čísla Z^5 látky, proto se nejvýrazněji uplatňuje u atomů těžkých. Fotoefekt převládá u energií 20–120 keV a je to nejvíce zastoupená interakce fotonového záření s látkou u RTG diagnostiky [1,3,4, 14].



Obr. č. 2. Fotoelektrický jev

2.2.2 Comptonův rozptyl

Při interakci X-záření s látkou dochází také k Comptonovu rozptylu fotonů na volných nebo slabě vázaných elektronech. Tyto rozptýlené fotony vyletují z tkáně s nižší energií a v různých směrech. Zastoupení rozptýleného záření je tím větší, čím je pacient objemnější a také se jeho pravděpodobnost výskytu zvyšuje s rostoucí energií záření (nejvíc se uplatňuje u záření gama středních a vyšších energií).

Rozptýlené záření zhoršuje kvalitu RTG obrazu – snižuje jeho kontrast. Na rozdíl od fotoefektu je tedy nežádoucí. Pro odstranění tohoto jevu se při RTG diagnostice používá kolimátor, který svými mezerami propouští pouze primární X-záření prošlé ve směru původního svazku.

Další nežádoucí vlastností Comptonovsky rozptýleného X-záření je to, že způsobuje určitou menší radiační zátěž i mimo vlastní svazek X-záření z rentgenky. Z tohoto důvodu by se neměli radiační pracovníci zdržovat při RTG vyšetření ve vyšetřovně, ale ve stíněné místnosti, výjimkou jsou intervenční radiologické výkony.

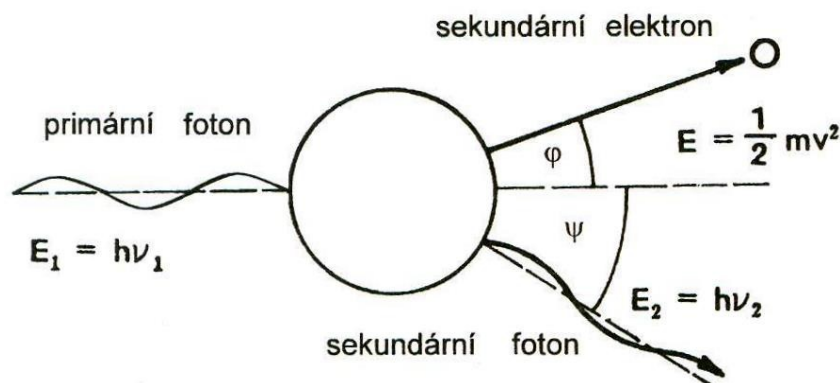
Kinematickou analýzou srážky fotonu s volným elektronem, při níž platí zákony zachování energie a hybnosti, lze pro energii $E_{\gamma'}$ kvanta a' rozptýleného o úhel ϑ vzhledem ke směru primárního dopadajícího fotonu a s energií E_{γ} odvodit *Comptonův vzorec*:

$$E_{\gamma'} = E_{\gamma} / [1 + (E_{\gamma} / m_{0e} c^2) \cdot (1 - \cos \vartheta)],$$

kde m_{0e} je klidová hmotnost elektronu.

Energie rozptýleného fotonu je tedy závislá na úhlu rozptylu – čím větší úhel rozptylu, tím více energie foton ztratí (a tím více jí získá odražený elektron). Pro zpětný rozptyl (tj. $\vartheta=180^\circ$, $\cos \vartheta = -1$) je $E_{\gamma'} = E_{\gamma} / [1 + (E_{\gamma} / 0,511)]$ – v MeV.

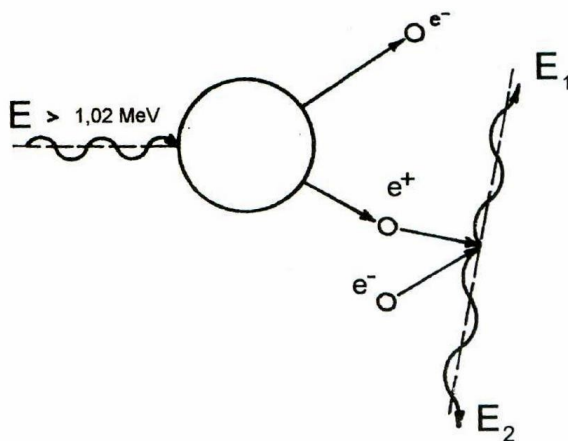
Comptonův rozptyl se může několikrát opakovat, až foton buď opustí látku, nebo ztratí tolik energie, že zaniká fotoefektem na některé z elektronových hladin atomů [1,4].



Obr. č. 3. Comptonův rozptyl

2.2.3 Tvorba elektron-pozitronových párů

Tato interakce se uplatňuje při vysokých energiích záření gama a u absorpčních materiálů s vysokým protonovým číslem. Foton se v blízkosti nabitě částice (nejčastěji jádra) přemění na elektron a pozitron s kinetickými energiemi E_e a E_p . Je to opačný proces k anihilaci. Podmínkou, která vychází z energetické bilance ($h\nu = E_e + E_p + 2m_e c^2$), je, že foton musí mít dostatečnou energii a to větší než $2m_e c^2 = 1,022 \text{ MeV}$ (součet klidové energie elektronu a pozitronu). Vzniklý pozitron po svém zbrzdění anihiluje s elektronem za vzniku dvou fotonů o energii $0,511 \text{ MeV}$. Tohoto jevu se využívá v oboru nukleární medicíny při lékařském vyšetření pomocí Pozitronové emisní tomografie (PET) [1,4,3].



Obr. č. 4. Tvorba elektron – pozitronových párů

2.2.4 Nejčastější interakce rentgenového záření s hmotou při skiagrafických vyšetření

Pro záření X, generované rentgenovými zařízeními používanými ve zdravotnictví k diagnostickým účelům, může vzhledem k jeho energiím (nejčastěji od 20 do 140 keV, zřídka do 0,2 MeV) nastat pouze fotoelektrický jev nebo Comptonův rozptyl. Energeticky prahový proces tvorba páru probíhat nemůže. Oba jevy se mohou kombinovat: nejprve dojde k Comptonovu rozptylu a foton s nižší energií pak interaguje fotoelektrickým jevem.

Princip vzniku obrazu je popsán v kapitole o RTG záření.

2.3 Rentgenové záření

2.3.1 Objevení paprsků X

Objevení rentgenového záření připadá na rok 1895, kdy Wilhelm Conrad Röntgen prováděl pokusy s katodovým zářením. Neviditelné paprsky („paprsky X“) zachytil na papír pokrytý fluorescenční látkou. A tím prokázal, že existují „paprsky“, které jsou schopny prostupovat hmotou, dále také dokázal, že nové paprsky vznikají vždy, když proud elektronů letící z katody zasáhne kovový terč. Při dalším zkoumání objevil díky fotografickým deskám závislost pronikání paprsků na tloušťce objektu, kterým prostupovaly. Tento objev si nenechal patentovat, a v roce 1901 za něj Wilhelm Conrad Röntgen získal Nobelovu cenu.

2.3.2 Radiologie

Objev rentgenového záření znamenal vznik nového, vysoce specializovaného a klinicky významného samostatného oboru, který byl pojmenován radiologie. Tento obor se rozdělil na dvě části – radiodiagnostiku a radioterapii. Radiodiagnostické metody zaujímají stále nezastupitelné místo v lékařské diagnostice vedle sonografie, magnetické rezonance a dalších zobrazovacích metod. Současný vývoj lékařské techniky umožňuje použití metod klasické skiografie až po metody digitální subtrakční angiografie a nejnovější techniky počítačové tomografie [1,6].

2.3.3 Druhy vyšetření v radiodiagnostice

Rentgenová vyšetření rozdělujeme na **skiagrafická**, jedná-li se o statické pozorování nálezů, a na **skiaskopická**, jedná-li se o dynamické studie. Ke speciálním technikám patří tzv. angiografie při vyšetření cév, angiografické systémy dovolují záznam použitím metody digitální substrakční angiografie (DSA) a také sem patří **mamografie** a **počítačová tomografie (CT)** [1,6].

2.3.4 Charakteristika RTG záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění, jehož vlnová délka je asi v rozmezí 1–50 nm a energie v oblastech 20–140 keV. Přenos energie se děje nespojitě v elementárních energetických kvantech – fotonech [1,4,10]. Umělý zdroj rentgenového záření je mj. rentgenka [1,3].

Fotony rentgenového záření jsou schopné pronikat všemi hmotami (v závislosti na výši jejich energie). Jsou však při průchodu hmotou absorbovány. Právě na schopnosti různých látek pohlcovat v různé míře rentgenové paprsky je postaveno diagnostické využití rentgenového záření. Schopnost absorpce stoupá např. s rostoucím protonovým číslem prvků absorbujících tkání (obsahem prvků s vyšším protonovým číslem se od ostatních tkání v lidském těle liší především kosti, jejichž sytý stín je dán především obsahem vápníku a fosforu). Díky interakcím se strukturními jednotkami zkoumaného objektu se zeslabuje intenzita RTG záření. Toto zeslabení lze vyjádřit vztahem

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d},$$

kde I_0 je intenzita dopadajícího elektromagnetického záření, I je intenzita elektromagnetického záření po průchodu absorbujícím prostředím, d je tloušťka absorbujícího prostředí a μ je absorpční koeficient, který závisí na efektivním protonovém čísle absorbujícího prostředí a na vlnové délce rentgenového záření.

RTG záření se šíří do prostoru všemi směry a jeho intenzita klesá s ubývajícím čtvercem vzdálenosti. RTG záření vyvolá luminiscenční účinek (při dopadu na některé materiály vzniká viditelné záření, jehož intenzita je úměrná množství dopadajícího záření; světélkování vytváří obraz, který je možno přímo pozorovat při prosvěcování). Fotochemický účinek, díky RTG záření, umožňuje vytvořit v citlivé vrstvě filmu latentní obraz.

Nepříznivými fyzikálními vlastnostmi rentgenového záření pro zobrazovací metody v diagnostice jsou:

Rozptyl záření – jedná se hlavně o Comptonův rozptyl a Rayleighův rozptyl.

Ionizační účinek – se kterým souvisejí škodlivé biologické účinky, které může záření absorbované v tkáních vyvolat.

2.3.4.1 Druhy RTG záření – Charakteristické a brzdné

Rentgenové záření vzniká v rentgenkách interakcí z katody vylétávajících elektronů s atomy materiálu anody a to dvojím způsobem:

Fotoefektem

Přeskokem elektronů z vyšších hladin do nižších hladin obalu atomů se uvolní energie ve formě rentgenového záření. Vzniklý foton má energii rovnou rozdílu energií příslušných energetických hladin. Počtem typů takovýchto přeskoků je tedy dán i počet energií v energetickém spektru rentgenového záření. Toto energetické spektrum je tedy charakterizováno vlastnostmi atomu, v němž vzniká (počet obalových elektronů, počet energetických hladin v obalu), proto se takto vznikající rentgenové záření nazývá **charakteristické**. Charakteristické rentgenové záření má čárové energetické spektrum.

Tvorbou brzdného záření

Kinetická energie, kterou elektron při brzdění ztrácí, se uvolňuje ve formě rentgenového záření, které se nazývá **brzdné**. S daleko větší pravděpodobností se energie zbrzděním přemění v teplo než na kinetickou energii atomů v látce. Brzdné rentgenové záření má spojité energetické spektrum s převahou fotonů o nižších energiích. Na rozdíl od charakteristického rentgenového záření nezávisí kvalita brzdného záření na materiálu anody, ale jenom na anodovém napětí [1,3].

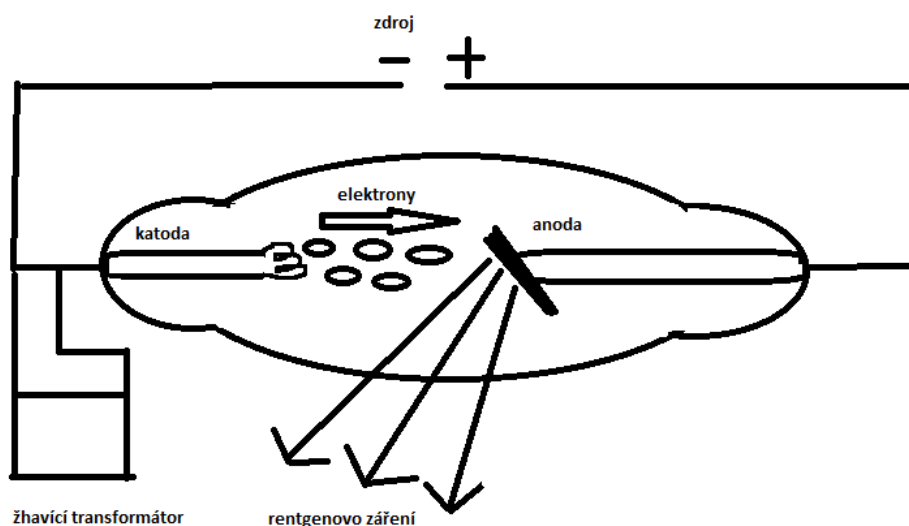
2.4 RTG zařízení

2.4.1 Rentgenka

Rentgenka je skleněná vakuovaná trubice, která má v sobě zabudovanou katodu a anodu. Rozlišují se rentgenky s pevnou a rotační anodou. Rotační anoda je modernější a její pokrok

je v tom, že odolá většímu tepelnému zatížení. Katoda a anoda jsou nejčastěji vyrobeny z wolframu. Při mamografii se využívá kromě anody z wolframu také z molybdenu. Všechny rentgenové přístroje mají dva samostatné napájecí elektrické obvody a to žhavicí katodový a vysokonapěťový anodový elektrický obvod.

Katoda je žhavena žhavicím proudem na teplotu kolem 2000°C . Po nažhavení se z ní uvolňuje různě hustý mrak elektronů, závislý na stupni žhavení. Je-li vloženo mezi katodu a anodu napětí desítek až stovek kV (rychlost elektronů je závislá na napětí mezi elektrodami), vylétnou elektrony z katody a dopadnou prudce na dopadové ohnisko anody. Asi tak 99% jejich kinetické energie se mění v teplo a pouze 1% v RTG záření (charakteristické nebo brzdné). Vzniklé teplo je odváděno chladicí kapalinou.



Obr. č. 5. Rentgenka

Aby nedošlo ke zpětné emisi elektronů z anody na katodu, je nutné užívat k napájení rentgenky usměrněné napětí. Zatížitelnost rentgenek se vyjadřuje ve watech.

Diagnosticky využitelný svazek rentgenového záření vychází výstupním okénkem v kovovém krytu rentgenky. Tvar a velikost rentgenek závisí na jejich účelu a použití [1,3,4].

2.4.2 Typy RTG zařízení

Kryt s rentgenkou a kolimačním systémem, spolu s protilehlým obrazovým detektorem jsou namontovány na speciální stojany několika druhů a konstrukčního provedení, podle požadované metodiky RTG zobrazení.

Pro skiagrafické snímkování bývá rentgenka nejčastěji namontována nahoře na svislém stojanu (sloupový stativ upevněný na podlaze, nebo stropní závěs) s možností snadného mechanického posuvu. Obrazový receptor je upevněn v dolní části stojanu, opět s možností posunu. Mezi nimi pak posuvné lehátko s pacientem pro vyšetření vleže. Pro snímkování vestoje (popř. vsedě) je rentgenka s kolimačním systémem natočena horizontálně. Protilehlý receptor obrazu je na samostatném vertikálním stojanu (tzv. vertigraf). Posuny jednotlivých částí RTG systému mohou být manuální nebo motorické, pomocí elektronicky řízených elektromotorků. U nových systémů bývá realizován tzv. autotracking – automatické synchronní spřažení posunů zobrazovacího panelu a rentgenky (opatřené kolimačním systémem). Některé systémy pro skiografii i skiaskopii mají možnost stojan rentgenky, zobrazovacího panelu, i lehátko pootočit či naklonit do různých úhlů, od horizontální polohy po svislou polohu – takový systém se nazývá RTG sklopná stěna a má široké možnosti využití.

2.5 Optimalizace RTG diagnostiky

2.5.1 Optimalizace z hlediska elektrického obvodu přístroje

Pro optimalizaci RTG diagnostiky je potřeba nastavit vhodné expoziční parametry. V elektrickém obvodu rentgenky se podle potřeby regulují a nastavují dva základní parametry:

Anodové napětí, které určuje maximální energii fotonů výsledného záření X, tzn. jeho "tvrdost". Maximální energie záření X v keV se prakticky rovná anodovému napětí v kV, střední energie je o něco vyšší než 1/3 max. energie. V praxi se anodové napětí pohybuje v širokém rozmezí od cca 20 kV do 200 kV v závislosti na druhu zobrazovaných struktur.

Anodový proud, expozice protékající rentgenkou určuje intenzitu záření X emitovaného rentgenkou I_0 . Lze jej regulovat změnou žhavení katody. Při vyšším

žhavení vlákna katody je emitováno více elektronů, rentgenkou protéká vyšší proud a je produkováno větší množství záření X. Průměrný proud rentgenkou se pohybuje v rozmezí jednotek mA až asi do 200 mA. Protéká-li rentgenkou proud 1 mA, je emitováno záření X o intenzitě I_X přibližně $6 \cdot 10^{13}$ fotonů. Celkové množství fotonů záření X-expozice určuje kvalitu RTG snímků a též radiační zátěž pacienta. Expozice je dána součinem intenzity záření I_0 (fluence fotonů /s) a expozičního času T – je tedy úměrná součinu anodového proudu rentgenky [mA] a expozičního času [s]: "miliampér-sekundy" **mA.s = Q** (v praxi se používá termín elektrické množství).

Při $Q = 1$ mAs je z anody vyzářeno cca 10^{13} fotonů, z čehož je ovšem pro RTG zobrazení využita jen malá část – z většiny fotonů letících různými směry je kolimací vybrán jen poměrně úzký kuželový svazek, fotony nízkých energií jsou odstraněny filtrací (olej v rentgence odfiltrovává elektrony s nízkými energiemi, dále pak obal rentgenky; toto nazýváme vlastní filtrací). U moderních RTG přístrojů, schopných pracovat v pulzním režimu s vysokým okamžitým výkonem, se pro dosažení požadované expozice [mAs] dává přednost vysoké hodnotě proudu [mA] při krátkém expozičním čase [s] – snižuje se tím riziko rozmazání snímku pohybem pacienta.

2.5.1.1 Expozice

Pro každý druh RTG vyšetření je na základě empirických zkušeností stanovena doporučená hodnota anodového napětí [kV] a elektrické množství [mAs], poskytující kvalitní zobrazení požadovaných struktur, při relativně nízké radiační zátěži. Čím je vyšší napětí na rentgence, tím může být nižší dopadová dávka na kůži pacienta, s rostoucím napětím však klesá i kontrast zobrazení. Pro mamografii je optimální napětí 24–35 kV, pro snímky skeletu 45–70 kV, pro kontrastní vyšetření přes 100 kV. Důležitými parametry jsou však přesnost a reprodukovatelnost napětí, jež zaručují opakovatelnost správné expozice a eliminují nutnost opakování snímku.

Tyto doporučené hodnoty můžeme najít v příslušné expoziční tabulce konkrétního RTG zařízení. U některých přístrojů se používá **expoziční automatika (AEC)**, která po dosažení určitého dostatečného "množství" záření elektronicky vypne anodové napětí v generátoru – a tím i expozici, zajišťuje tím optimální dávku (dávkový příkon) pro receptor obrazu [3,4].

2.5.2 Další parametry, které ovlivňují výsledný diagnostický obraz a velikost dávky na pacienta

Velikost ohniska je důležitá pro geometrickou rozlišovací schopnost systému. Čím je ohnisko větší, tím se tato geometrická schopnost horší, ale zároveň rentgenka snese vyšší zatížení systému a tedy kratší expoziční čas a tím dochází naopak k nižšímu pohybové rozostření – rozmazání snímku.

Čím více je **filtrován RTG svazek**, tím se setkáme s nižší dopadovou dávkou na kůži pacienta, se zvýšeným množstvím filtrace roste nárok na výkonnostní RTG zařízení a tím i expoziční čas. Filtrace tedy musí odpovídat použitému napětí. Moderní RTG zařízení by měla mít schopnost filtraci automaticky nastavit.

Kolimace svazku RTG záření – střední dávka v těle pacienta roste s velikostí ozářeného pole, je tedy třeba omezovat co nejvíce na oblast zájmu a omezovat ozáření okolních tkání a orgánů. Technicky je nutné zabezpečit stálost RTG pole a jeho světelného zaměření, resp. soulad velikosti pole a receptoru obrazu.

Menší geometrická deformace diagnostického snímku a nižší dávka na kůži pacienta se odvíjí od vzdálenosti **ohniska od povrchu těla**. Čím je tato vzdálenost větší, tím se dávka a neostrost snižují.

K eliminaci rozptýleného záření (viz interakce fotonového záření s látkou) se používá tzv. **sekundární clona („bucky“clona)**, která je umístěna mezi pacientem a receptorem obrazu. Významně vylepšuje výsledný obraz, ale poněkud zvyšuje dávku pacientovi. Některé typy vyšetření sekundární clonu nepoužívají, zejména snímky končetin.

Zeslabovacím prvkem svazku RTG záření je také **podpěra pacienta**, jež tvoří deska vyšetřovacího stolu či vertigrafu. Zvyšuje tedy potřebnou dávku k provedení vyšetření.

Citlivost a rozlišení zesilovače RTG obrazu ovlivňují přibližně stejně závažně dávku pacientovi. Nižší citlivost reprezentovaná vyšší vstupní kermou znamená samozřejmě vyšší dávkový příkon a tím i vyšší dávku pacientovi. Horší rozlišení vede k možné ztrátě diagnostické informace resp. potřebě delšího času nebo více snímků na její zjištění.

Módy skiaskopie – všechna moderní skiaskopická zařízení, včetně pojízdných RTG přístrojů pro operační sály, umožňují kromě prosté kontinuální skiaskopie i skiaskopii pulsní s volitelnou délkou impulsu i četností opakování impulsů. Její použití může představovat velkou úsporu dávky pacientovi [3,4].

2.6 Princip tvorby RTG snímku

RTG obraz vzniká projekcí ohniska anody, přes tkáňové struktury uvnitř organismu s různými absorpčními koeficienty a různými tloušťkami, na film či zobrazovací detektor. Různým úrovním absorpce záření v různých tkáních jsou na obraze přiřazovány různé intenzity ve stupnici šedi; toto přiřazení je realizováno buď analogovým způsobem (zčernání filmu), nebo digitálně.

Přímé fotografické zobrazení na RTG film téměř patří minulosti a je postupně nahrazováno pokročilejšími dokonalejšími technologiemi. Pro zvýšení citlivosti snímání RTG obrazu se používají vhodné metody zesílení obrazu, nověji pak metody elektronického snímání obrazu. Je tím umožněno mnohonásobné snížení potřebné intenzity záření a tím radiační zátěže na pacienta, jakož i snížení nežádoucí nežádoucích účinků IZ na radiační pracovníky [4,6].

2.6.1 Rentgenové filmy

Tvoří základní (analogový) dosud používaný zobrazovací systém. Rentgenový obraz je zachycován na film. Nevýhodou tohoto záznamu je fotochemické zpracování a s tím související nutnost vybavení (komora, vyvolávací automat, chemikálie), ale i skladování a evidence snímků. Snímky se někdy dodatečně digitalizují pomocí bubnového nebo plošného skeneru. Tím se umožní jejich ukládání v elektronické podobě popř. dodatečná úprava. Určitou nevýhodou klasických filmů je poměrně malý dynamický rozsah, který vyžaduje poměrně přesné stanovení expozice. Rentgenové filmy mají velmi dobrou rozlišovací schopnost [16].

Parametry, které také ovlivňují výsledný analogový obraz, jsou: typ filmu a jeho citlivost, zesilovací folie, kontakt mezi filmem a foliemi, expirační doba použitých prostředků (chemie, film) a nastavení parametrů vyvolávacího procesu.

2.6.2 Digitální zpracování RTG obrazu

2.6.2.1 Paměťové folie CR (computed radiography)

Jedná se o metodu **nepřímé digitalizace**. Tyto folie nahrazují v RTG kazetě film. Záznamu obrazu se dosáhne po expozici rentgenovým zářením, kde dopadající zářivá energie způsobí

excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině. Postupným ozářením (skenováním) jednotlivých bodů folie červeným laserem se elektrony převedou zpět; přitom pohlcená energie se vyzáří ve formě modrého záření, úměrného intenzitě exponujícího rentgenového záření. Záření se sejme pomocí čtečky a digitalizuje. S folií se zachází podobně jako s filmem, je však opakovaně použitelná (až 10000x); zaznamenaný obraz se vymaže intenzivním světlem [4,16].

2.6.2.2 Skiaskopický zobrazovací řetězec

Na rozdíl od předchozích systémů nemají paměťový efekt a nezachycují trvale informaci. Používají se tedy pro snímky v reálném čase (chirurgie, vyšetřování krevního řečiště, zažívacího traktu aj.). Použitý zesilovač obrazu převádí dopadající rentgenový obraz na fotoelektrony; ty jsou ovlivňovány elektrodovým systémem, tvořícím elektronovou optiku a dopadají na stínítko, na kterém vzniká zmenšený obraz s vyšším jasnem (proto zesilovač obrazu) ve viditelné oblasti. Obraz se snímá televizním systémem, zobrazuje, případně digitalizuje a ukládá [4,16].

2.6.2.3 Přímá digitalizace

Polovodičové detektory (Flat panel detectors)

Jedná se o metodu přímé digitalizace (Direct Radiography, DR). K detekci rentgenového záření se používá matice světlocitlivých, např. polovodičových elementů (pixelů). Na počtu a velikosti těchto prvků závisí velikost a rozlišovací schopnost snímače, ale také doba potřebná k přečtení informace a pořizovací cena. Systémy pracují na principu přímé nebo nepřímé konverze rentgenového záření.

Systémy s nepřímou konverzí, založené na amorfním křemíku (a-Si) využívají převod rentgenového záření na viditelné pomocí scintilační vrstvy, viditelné světlo je pak detekováno pomocí matice fotonásobičů. Systémy s přímou konverzí, založené na amorfním selenu (a-Se) využívají vzniku náboje zářením bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě, urychlení pomocí napětí, vloženého na pomocnou elektrodu a sejmutí náboje tranzistorovým polem.

V obou případech závisí rozlišení obrazového detektoru na počtu a velikosti těchto světlocitlivých elementů (pixelů) [16].

Mezi úpravy snímků patří především měnění velikosti, možnost tvorby výřezu a změna indexu kontrastu. Lze tedy vyhodnotit i ty oblasti snímku, které by na filmu byly příliš tmavé, malé nebo málo kontrastní.

Ukládání snímků je možné v rámci PACS ve formátu DICOM. Snímky jsou díky systému PACS dostupné na síti, což představuje obrovskou úsporu času a eliminaci rizika, že se zapůjčený snímek ztratí. Digitální podoba snímků má jistě mnoho dalších výhod. Snímky mohou být tisknuty a distribuovány v „klasické“ podobě [3,16].

2.7 Veličiny a dozimetrie ionizujícího záření

Dozimetrie ionizujícího záření je obor radiační fyziky, který se zabývá účinky záření na látky ve vztahu k druhům a vlastnostem interakce záření s látkou a k množství záření, pohlceném v látce (pohlcená energie – "dávka"). Studovanou látkou je především živá tkáň [4].

Základní stochastickou veličinou, ze které je v této oblasti vhodné vycházet, je **sdělená energie** ε . Jedná se o energii, kterou předalo ionizující záření látce v určitém objemu:

$$\varepsilon = R_{in} + R_{out} + \sum Q,$$

kde R_{in} je zářivá energie, která vstoupila do objemu, tj. suma všech energií s výjimkou klidových energií všech ionizujících částic, které do objemu vstoupily; a analogicky R_{out} je suma energií částic, které objem opustily. $\sum Q$ je součet všech změn klidových energií jader a elementárních částic v jakýchkoli jaderných přeměnách, ke kterým v objemu došlo. Jednotkou je J.

Odpovídající deterministickou veličinou je **střední sdělená energie**.

Uvažujeme-li jeden akt ukládání energie, je důležité její lokální rozložení. O něm vypovídá další stochastická veličina **lineární energie** y . Je to podíl sdělené energie ε , kterou předalo ionizující záření látce v daném prostoru či tělese, a střední délky tětiny tohoto prostoru:

$$y = \frac{\varepsilon}{l}.$$

Pod střední délkou tětiny v tělese se rozumí střední hodnota délek všech v něm náhodně rozložených tětin. Pro konvexní tělesa se rovná $4V/a$, kde V je jejich objem a a plocha povrchu. Lineární energie jako podíl energie a délky je poněkud podobná lineárnímu přenosu energie L a má také stejnou jednotku. Ten je však deterministickou veličinou, zpravidla vymezovanou energií sekundárních elektronů, kdežto lineární energie je stochastickou veličinou vymezovanou geometricky. Lineární přenos energie se vztahuje k infinitezimálnímu

úseku dráhy, určuje se na vzdálenostech velmi krátkých ve srovnání s dosahem částic. Toto omezení neplatí pro lineární energii. Na druhé straně je ovšem skutečností, že se lineární přenos často užívá pro malé objemy, zejména na úrovni buněk, kde hraje významnou roli její stochastický charakter. Vztáhneme-li sdělenou energii na jednotku hmotnosti látky, dostaneme **měrnou (sdělenou) energii** z :

$$z = \frac{\varepsilon}{m}$$

Je to tedy podíl sdělené energie ε a hmotnosti m látky v daném prostoru, které byla tato energie předána. Jednotkou je J kg^{-1} . Tato jednotka dostala speciální název gray (Gy) [6].

Odpovídající deterministickou veličinou je **střední měrná energie**. Uvažujeme-li střední měrnou energii a zmenšujeme objem, v němž je energie deponována, dostaneme v limitě asi nejužívanější dozimetrickou veličinu, podle které celý tento obor dostal název, a to **absorbovanou dávku** (často jen dávka):

$$D = \lim_{m \rightarrow 0} \bar{z}.$$

Jinak je možné také definovat dávku jako podíl střední sdělené energie $d\bar{\varepsilon}$ a hmotnosti objemového elementu dm v daném bodě, kterému byla energie předána:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}.$$

Tato veličina popisuje fyzikální efekty v dané látce a nelze ji tedy oddělit od látky, ve které je stanovována. Nemůžeme hovořit o dávce jako takové, musí být uvedena společně s materiálem. Dávka popisuje předávání energie za určité časové období. Okamžitou situaci vyjadřuje **dávkový příkon**:

$$D = \frac{dD}{dt},$$

kde dD je přírůstek dávky za čas dt . Jednotkou je Gy s^{-1} . Dávka se vztahuje k předání energie v daném místě, tj. z nabitých částic na částice látky. Jsou-li primární částice nenabitě, prvním krokem jejich interakce s látkou je předání energie na nabitou částici. Tento krok popisuje **kerma**¹. Je definována jako podíl součtu počátečních kinetických energií dE_K všech nabitých částic uvolněných nenabitými elementy objemu látky o hmotnosti dm a této hmotnosti:

¹ z angl. „Kinetic Energy Released in Matter“

$$K = \frac{dE_K}{dm}.$$

Kerma je tedy opět definována ve vztahu k dané látce. Je použitelná pouze pro nenabitě částice. Jednotkou je stejně jako u dávky Gy. Obdobně jako dávkový příkon je možné definovat i **kermový příkon**.

Diferenciál dE_K zahrnuje počáteční kinetické energie všech nabitých částic, to znamená, že je v něm obsažena energie, která se později vyzáří ve formě záření X. Nerozlišuje se mezi typem procesu, vzniku nabitě částice, proto je zde zahrnuta např. energie Augerových elektronů. Z definice příslušných veličin můžeme dospět ke vztahu mezi kermou K a hmotnostním součinitelem přenosu energie $\mu_{K,\mu}$:

$$K = \Psi \mu_{K,m} = \Phi E \mu_{K,m},$$

kde Ψ je fluence energie, Φ fluence částic a E energie primárních nenabitých částic. O součinu $E \mu_{K,m}$ se někdy hovoří jako o **kermovém faktoru**, fluence částic násobená kermovým faktorem dává kerma.

Historicky nejstarší dozimetrickou veličinou je **expozice X**. Podstatným jejím omezením je skutečnost, že je definována pouze pro fotonové záření ve vzduchu. A je definována jako podíl absolutní hodnoty celkového elektrického náboje dQ iontů jednoho znaménka, vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti dm , a této hmotnosti:

$$X = \frac{|dQ|}{dm},$$

kde jednotkou je $C\ kg^{-1}$.

Expoziční příkon je definován analogicky jako dávkový nebo kermový příkon.

S kermou souvisejí dvě veličiny, týkající se radionuklidových zdrojů fotonů. První je **kermová vydatnost** $V_{K,\delta}$, součin kermového příkonu vyvolaného ve vzduchu fotony o energii větší δ ve vzdálenosti l od středu radionuklidového zdroje těchto fotonů a druhé mocniny této vzdálenosti:

$$V_{K,\delta} = K_\delta l^2.$$

Jednotkou je $Gy\ m^2s^{-1}$. Vzdálenost l přitom musí být dostatečně velká, aby se zdroj dal považovat za bodový. Pak při zanedbání zeslabení svazku fotonů ve vzduchu nezávisí kermová vydatnost zdroje na l , protože kermový příkon z geometrických důvodů ubývá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Fotony zahrnuté do kermové vydatnosti mohou být

jakéhokoliv původu, jedinou podmínkou je, aby byly emitovány daným zdrojem. Může tedy jít jak o záření gama, tak o charakteristické nebo brzdné záření X. Hodnota δ se volí v závislosti na konkrétní aplikaci, konvenčně se udává v keV.

Je zjevné, že kermová vydatnost je charakteristikou konkrétního zdroje záření, závisující na druhu radionuklidu, jeho aktivitě, ale i na rozměrech a konstrukci zdroje. Univerzálnější z hlediska radionuklidu emitovaného fotonového záření je **kermová konstanta gama**. Je to podíl kermové vydatnosti $V_{K,\delta}$ od bodového zdroje tvořeného daným radionuklidem emitujícím fotonové záření a aktivity A tohoto zdroje:

$$\Gamma^\delta = \frac{V_{K,\delta}}{A}.$$

Jednotkou je $\text{Gy m}^2 \text{Bq}^{-1} \text{s}^{-1}$. Kermová konstanta gama je určitou idealizací, u reálného zdroje se vždy musí uvažovat vliv rozptylu a absorpce fotonů ve zdroji samotném i v jeho pouzdře.

2.7.1 Veličiny radiační ochrany

Z hlediska radiační hygieny a ochrany před zářením nevystihují fyzikální veličiny typu dávky, kerry nebo expozice dobře účinky záření na biologické organismy, kdy se projevuje závislost na lokální hustotě ionizace působené zářením. Proto byl zaveden **dávkový ekvivalent H** jako součin absorbované dávky D v daném místě ve tkáni a tzv. **jakostní činitel Q** popř. další modifikující faktory, jejichž součin byl označován N (dnes už se neuvádí):

$$H = D \cdot Q.$$

Protože jakostní činitel je bezrozměrný, je jednotkou dávkového ekvivalentu opět J kg^{-1} . Aby se tato jednotka odlišila od jednotky dávky, používá se pro ni speciální název sievert (sv). Doporučení ICRP 60 navrhuje namísto dávkového ekvivalentu podobně definovanou ekvivalentní dávku .

Ekvivalentní dávku vyjádříme jako

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R},$$

kde $D_{T,R}$ je střední absorbovaná dávka ve tkáni či orgánu, způsobená zářením druhu R a W_R je příslušný radiační váhový faktor.

Ekvivalentní dávka nereprezentuje účinky ionizujícího záření na člověka při velkých absorbovaných dávkách a nelze jej tedy použít k určení pravděpodobných časných následků

závažných ozáření při nehodách, proto se používá další veličina, která tyto následky zohledňuje, jejím efektivní dávka [6, 18].

2.7.2 Efektivní dávka

Pro hodnocení ozáření člověka ionizujícím zářením se používá veličina efektivní dávka. Jednotkou této veličiny je Sievert se značkou Sv (v praxi používají menší násobky této jednotky mSv). Při stanovení efektivní dávky se vychází z absorbované dávky (tedy té energie předané ionizujícím zářením hmotě). Pokud u absorbované dávky zohledníme typ záření, kterému byl organismus vystaven a způsob ozáření (tedy citlivost a léčitelnost následků ozáření) jednotlivých orgánů a tkání, při kterém zohledňujeme určitým způsobem riziko vzniku rakoviny u těchto orgánů a tkání, získáme uvedenou efektivní dávku. Efektivní dávka je veličinou používanou speciálně pro plánování radiační ochrany obyvatelstva a pracovníků.

Možnými účinky ionizujícího záření na člověka jsou při vysokých dávkách v řádu jednotek Sv akutní účinky, projevující se v krátké době po ozáření – v závislosti na velikosti a způsobu ozáření různými formami tzv. nemoci z ozáření nebo jinými např. kožními projevy projevujícími se v podstatě jako popálenina. U nižších dávek v řádu desítek mSv hodnotíme spíše pravděpodobnost vzniku účinků pozdních – tedy různé druhy rakoviny. V současné době nelze říci, že pro nějakou dávku je tato pravděpodobnost nulová.

$$E = \sum_T w_T H_T$$

H_T je ekvivalentní dávka v dané tkáni T, w_T je tkáňový váhový faktor. Sčítá se přes všechny uvažované tkáně T. **Tkáňový (orgánový) váhový faktor w_T** vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně T k celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným ozářením těla; je normován tak, aby se součet všech váhových faktorů rovnal 1 ($\sum w_T = 1$) [4, 6, 17].

2.8 Legislativa při používání zdroje ionizujícího záření

2.8.1 „Atomový zákon“

Dne 1. 7. 1997 vstoupil v platnost zákon č. 18/1997 Sb., „Atomový zákon“ (novelizovaný zákonem č. 13/2002 Sb.), který v § 4 ukládá každému, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, povinnost přednostně zajišťovat radiační ochranu a zavést systém zabezpečování

jakosti (v rozsahu stanoveném vyhláškou č. 214/1997 Sb.). Každému držiteli povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření (dále ZIZ) pak, kromě jiného ukládá podle § 18 odst. 1 písm. a) Atomového zákona, sledovat, měřit, hodnotit, ověřovat a zaznamenávat parametry a vlastnosti ZIZ (§ 70 až § 72 vyhlášky č. 307/2002 Sb.):

- při převzetí ZIZ ještě před zahájením jeho používání v rozsahu vymezeném pro přijímací zkoušku,
- v průběhu používání ZIZ v rozsahu vymezeném pro zkoušku dlouhodobé stability a pro zkoušky provozní stálosti [13].

2.8.2 Všeobecné podmínky pro lékařské ozáření

Protože se na lékařské ozáření nevztahují limity ozáření (neboť není nikdo schopen říci, že újma způsobená ozářením bude v budoucnu větší než jeho přínos), je o to větší důraz kladen na optimalizaci. V radiodiagnostice to znamená co nejvhodnější volbu dostupné zobrazovací metody, tak aby při získání dostatečných diagnostických informací byly dávky na pacienta ve tkáních co nejmenší. Pro všechny standardní typy lékařského ozáření musí být vypracován radiologický standard – písemný postup, jehož dodržování se prověřuje klinickým auditem. Součástí postupu musí být i způsob stanovení a hodnocení dávek pacientů [3,7,9].

2.8.3 Optimalizace radiodiagnostických vyšetření podle WHO

Od roku 1980 spustila Světová zdravotnická organizace (WHO) program zajišťování kvality radiodiagnostických vyšetření. Cílem tohoto programu je zlepšení kvality zobrazení a tím zvýšení obsahu diagnostické informace, snížení radiační zátěže jak na pacienta, tak na zdravotnický personál a snížení nákladů na radiodiagnostická vyšetření. Jako nástroj, k splnění všech zmiňovaných cílů, mají přispět různé druhy zkoušek. Jsou jimi zkoušky přijímací (ZP), zkoušky dlouhodobé stability (ZDS) a zkoušky provozní stálosti (ZPS).

Všechny tyto zkoušky jsou povinné, řídí se Atomovým zákonem. Na jejich provádění dohlíží Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) [3,6].

2.8.3.1 Přejímací zkouška (PZ)

Přejímací zkouška se provádí po instalaci nového zařízení nebo po jeho modifikaci. Zahrnuje klasifikaci zdroje, pokud už nebyla provedena dříve. Ověření funkčnosti a ověření kvality řídících, ovládacích, bezpečnostních, signalizačních a indikačních systémů.

Při této zkoušce se ověřuje, zda specifikované provozní parametry a vlastnosti zařízení nevybočují pro očekávaný účel použití z mezí stanovených v technických českých normách (ČSN EN 61223-3) nebo v průvodní technické dokumentaci od výrobce. Také se stanovují dozimetrické veličiny a přesnosti těchto stanovení z hlediska účelu použití [3,6].

V rámci této zkoušky se také doporučí rozsah a četnost měření a ověřování vlastností rentgenového přístroje v rámci zkoušek provozní stálosti, včetně návrhu formy a rozsahu záznamů o provedení těchto zkoušek.

Před zahájení přejímací zkoušky musí být zajištěno optimální nastavení vyvolávacího procesu. Držitel povolení je povinen doložit, že byla dosažena kvalita zobrazovacího procesu.

Přejímací zkouška je prováděna oprávněnou osobou, která je držitelem ZOZ (povolení od SÚJB), a která by neměla být v žádném vztahu k dodavateli zařízení. Oprávněná osoba má povolení od SÚJB pro tuto činnost.

Výsledkem zkoušky je protokol o zkoušce, ve kterém jsou zaznamenány všechny změřené parametry. Kopie je zaslána Státnímu úřadu pro jadernou bezpečnost a to nejpozději do jednoho měsíce od provedení zkoušky. Dokumentace je velmi důležitá, poskytuje objektivní zhodnocení, že je zařízení předáno uživateli plně funkční a má optimální výkonnost. Výsledky této zkoušky také tvoří základní standard pro porovnávání výsledků všech dalších zkoušek během provozu zařízení.

Pro vydání povolení k používání rentgenového přístroje je nezbytný kladný výsledek přejímací zkoušky [3,6].

2.8.3.2 Zkouška dlouhodobé stability (ZDS)

Zkouška dlouhodobé stability se provádí ihned po přejímací zkoušce, nebo může být její součástí. Má za cíl ověřit funkčnost zařízení. Aby se prokázala dlouhodobá spolehlivost a standardní výkonnost zařízení, opakuje se tato zkouška v pravidelných jednorozhodných intervalech. Zkouška se provádí i při podezření na chybnou funkci některé z komponent zařízení a po každé opravě, či kalibraci zařízení.

Odpovídající rozsah zkoušky dlouhodobé stability je doporučen v protokolu o přejímací zkoušce rentgenového záření. Pokud u zařízení nebyla provedena přejímací zkouška, musí být provedena tzv. výchozí zkouška dlouhodobé stability.

Stejně jako u zkoušky přejímací, má tato zkouška charakter absolutního měření, tudíž ji může vykonávat jen osoba s pověřením SÚJB, tedy držitel ZOZ.

Výsledky se zaznamenávají do protokolu, který je také zasílán SÚJB [3,6].

Příznivé výsledky přejímací zkoušky nebo zkoušky dlouhodobé stability ještě nezaručují bezchybný chod rentgenového pracoviště a úroveň jeho diagnostických výkonů, stejně jako nízkou radiační zátěž pacientů. Důvodem je to, že se zaměřují hlavně na kontrolu pouze technických parametrů rentgenového zařízení, a nehodnotí již diagnostickou kvalitu snímků, podmínky čtení diagnostického snímku, nemluvě o způsobu používání zařízení a kvalitě práce a znalostech těch, kteří zařízení využívají.

2.8.3.3 Zkouška provozní stálosti (ZPS)

Zkouška provozní stálosti se provádí periodicky v intervalech doporučených při přijímací zkoušce, nebo na základě doporučení uvedeného výrobce, anebo na základě doporučení SÚJB. A vždy po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit zkoušenou vlastnost nebo parametr.

Zkouška provozní stálosti se týká nejen vlastního rentgenového zařízení, ale i dalších částí zobrazovacího řetězce, receptoru obrazu, zpracování a čtení diagnostických snímků.

Zkoušky provozní stálosti provádí nebo zajišťuje držitel povolení k nakládání s ZIZ. Ke každému ZIZ je držitel povolení povinen zabezpečit potřebné testovací pomůcky a měřicí přístroje. Metody provedení ZPS jsou jednoduché, rychlé a snadno proveditelné. Využívají relativní měření. Většinou tyto zkoušky provádí pověřený pracovník rentgenového oddělení [3,6].

2.8.3.4 Výchozí zkouška provozní stálosti (VZPS)

Výchozí zkouška provozní stálosti se provádí bezprostředně po zkoušce dlouhodobé stability (když byla prokázána správná funkce zařízení). Výsledek výchozí zkoušky provozní stálosti slouží jako standard pro všechny další zkoušky provozní stálosti. Zkoušky rentgenového zařízení mohou být prováděny buď jako systémové – použitím standardních fantomů (fantom

– objekt, chovající se z hlediska absorpce a rozptylu ionizujícího záření v zásadě jako tkáň) exponovaných za reprodukovatelných podmínek, nebo měřením jednotlivých parametrů zařízení. Referenční hodnoty se stanovují jako střední hodnoty výsledků jednotlivých testů v rámci VZPS [3,6].

Aby všechny výše uvedené zkoušky nebyly samoúčelné, musí být v programu zabezpečování jakosti každého zdravotnického zařízení zakomponován odpovídající organizační rámec, který zajistí nejen detekci, ale i nápravu nedostatků dotýkajících se jak kvality zobrazení, tak i radiační zátěže pacientů a zdravotnického personálu. Je nezbytné, aby všechna měření prováděl dostatečně kvalifikovaný a zacvičený personál a také, aby výsledky měření byly správně analyzovány a interpretovány.

2.9 Radiační ochrana pacientů a zdravotnického personálu

Radiační ochrana vychází z konzervativního předpokladu (tj. bráno s vysokou mírou opatrnosti i jistou rezervou), že jakákoli dávka záření působící na člověka je spojená s potenciálním zdravotním rizikem.

Dávku, kterou pacient obdrží při standardním výkonu v rámci rentgenové diagnostiky, není nebezpečná, resp. představuje velmi nízké riziko, a to i v případě opakovaných vyšetření. Přesto se přijatelnost ionizujícího záření vždy před jeho použitím vyhodnotí zejména s ohledem na jeho potenciální přínosy a možná rizika.

Zdravotnický personál, který je ve styku s ionizujícím zářením, se řídí platnými pravidly radiační ochrany pro konkrétní pracoviště. Míra ozáření se stanovuje na základě monitorování jednotlivých osob pomocí osobních dozimetrů, nebo jak je sepsáno v programu monitorování – schvalovaný dokument SÚJB [3,6].

2.9.1 Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice

Pomocí stanovení **diagnostické referenční úrovně** posuzujeme riziko nežádoucích účinků ionizujícího záření na pacienta.

2.9.2 Diagnostické referenční úrovně (DRÚ)

Podle definice ve Směrnici Rady 97/43/EURATOM² a ve Vyhlášce SÚJB č. 307/2002 Sb. ve znění pozdějších předpisů jsou diagnostické referenční úrovně (DRÚ) úrovněmi dávek, popřípadě úrovněmi aplikované aktivity používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jehož překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. Soustavné překračování diagnostických referenčních úrovní v rutinní klinické praxi vyžaduje, aby zdravotnické zařízení prošetřilo podmínky lékařského ozáření, a v případě, že radiační ochrana není optimalizována, provedlo nápravu.

Je zřejmé, že DRÚ je speciální případ obecně definované vyšetřovací úrovně, nelze ji tedy považovat za limit. Dále je důležité si uvědomit, že pokud na pracovišti nejsou diagnostické referenční úrovně překračovány, nemusí to nutně znamenat, že radiační ochrana je zde optimalizovaná. DRÚ mohou sloužit jako rychlý indikátor problému pro neoptimalizovaná pracoviště a jsou pouze prvním krokem v celém procesu optimalizace. Nemají být používány pro hodnocení dávky individuálního pacienta a nemají být též používány k regulaci státním dozorem.

Zdroje ionizujícího záření (ZIZ) používané pro lékařské účely musí v tomto případě splňovat tyto náležitosti; je nutný kladný výsledek přejímací zkoušky, zkoušky dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti, také musí korespondovat s požadavky na zdravotnické prostředky dle zákona č. 123/2000 Sb., o zdravotnických prostředcích. Neméně důležitý je též způsob provedení vyšetření – vhodná volba projekce, poloha pacienta, vzdálenost vyšetřované oblasti od zdroje ionizujícího záření.

Pro pracoviště, jejichž dávky jsou systematicky nižší než národní diagnostické referenční úrovně, je možno v rámci optimalizace zavést tzv. **místní diagnostické referenční úrovně (mDRÚ)**.

² The European Atomic Energy Community

2.9.3 Metodický návod postupu stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření

Podle těchto obecných návrhů může každé pracoviště vypracovat vlastní místní postupy.

2.9.3.1 Stanovení dávek pacientů

1. postup, kterým se ze zaznamenaných údajů o lékařském ozáření a na základě znalostí relevantních fyzikálně-technických parametrů zdroje ionizujícího záření použitého k tomuto ozáření stanoví hodnoty veličin, kterými lze hodnotit dávku pacientů, například porovnáním s příslušnou diagnostickou referenční úrovní,
2. postup, kterým se s přijatelnou přesností stanoví hodnoty veličin důležitých pro posuzování rizika nežádoucích účinků ionizujícího záření (střední absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni, maximální absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni, efektivní dávka).

2.9.3.2 Hodnocení dávek pacientů

1. postup, při kterém posuzujeme, zda zdravotnické zařízení vyhovuje národním a místním diagnostickým referenčním úrovním,
2. postup, při kterém posuzujeme riziko nežádoucích účinků ionizujícího záření u jednotlivce srovnáním dávek v rizikových orgánech s tolerančními hodnotami pro tyto orgány,
3. porovnání stanovené hodnoty efektivní dávky s hodnotou uvedenou ve zprávách UNSCEAR.

Pro naši studii, jsme si vybrali postup č. 1, budeme tedy hodnotit dávky pacientů pomocí místních diagnostických referenčních úrovní a budeme je porovnávat národními referenčním diagnostickým úrovním.

2.10 Veličiny pro vyjadřování diagnostických referenčních úrovní

Aby DRÚ bylo možné na pracovišti stanovit a mohly tak sloužit k rychlému hodnocení dávek pacientů na pracovišti, musí být stanoveny ve veličinách, které lze na pracovišti lehce změřit nebo vypočítat a které mají zároveň vztah (přímý nebo nepřímý) k riziku z ozáření.

U všech výpočtů se používají hodnoty z vyšetření pacientů, kteří odpovídají standardnímu pacientovi. Podle doporučení Evropské komise to jsou muži a ženy o hmotnosti 70 kg (uvažuje se ± 10 kg).

Těmito veličinami jsou:

2.10.1 Vstupní povrchová kerma K_e

Vstupní povrchová kerma je definována jako kerma ve vzduchu měřená na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta, přičemž se započítává příspěvek zpětně rozptýleného záření. Touto veličinou můžeme přímo vyjádřit diagnostické referenční úrovně.

Do vzorce pro výpočet je třeba zadat hodnotu vstupní povrchové kermu resp. výtěžnosti, které odpovídají expozičnímu nastavení při vyšetření pacienta. Tyto dávkové veličiny se při ZDS měří pouze při určitých hodnotách expozičních parametrů. Avšak v dostatečném rozsahu vzhledem k používaným expozičním parametrům při klinické praxi. Jsou-li tedy při vyšetření pacienta expoziční parametry odlišné, dají se přepočítat vzhledem k rozsahu hodnot expozičních parametrů při ZDS. Přepočet vstupní povrchové kermu K_e lze pro běžně užívané vzdálenosti FSD s dostatečnou přesností provést podle následujícího vztahu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \cdot \frac{P_{lv}}{P_{ltZDS}} \cdot \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \cdot k_U.$$

Veličiny s indexem v se týkají vyšetření, veličiny s indexem ZDS se získávají ze ZDS. P_{lt} je součin expozičního času a proudu rentgenky [$mA \cdot s$], k_U je korekční faktor na napětí určený ze závislosti K_e na napětí rentgenky U změřené při ZDS, FSD je vzdálenost ohnisko kůže [cm]

Jeli v protokolu ZDS uvedeno místo K_e výtěžnost Y_r v definované vzdálenosti r od ohniska, je odpovídající K_{ev} ve vzdálenosti ohnisko – kůže FSD dána vztahem

$$K_{ev} = Y_r \cdot \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \cdot P_{lt} \cdot B,$$

kde B je faktor zpětného rozptylu.

Je-li při vyšetření použit expoziční automat bez indikace elektrického množství po expozici, je třeba skutečné elektrické množství stanovit na základě typických hodnot pro dané vyšetření nebo dodatečně zjistit v manuálním režimu při simulaci daného vyšetření.

Hodnoty vstupní povrchové kermy K_e je dále možno měřit přímo na pacientech pomocí TL dozimetrů, nebo na PMMA fantomu při manuálním nastavení expozičních parametrů zaznamenaných v provozním deníku při vyšetřování pacientů.

2.10.2 Dopadající kerma K_i

Dopadající kerma je definována jako kerma ve vzduchu měřená na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta, přičemž se započítává pouze dopadající záření a ne zpětně rozptýlené záření.

Pro mamografické vyšetření se používá dopadající kerma K_i , která se získá z protokolů ZDS a údajů v provozním deníku. Na základě expozičních parametrů pro dané vyšetření (kV nebo orgánová předvolba) zaznamenaných v provozním deníku se provede přepočet dopadající kermy uvedené v protokolu ZDS následujícím způsobem:

$$K_{iv} = K_{iZDS} \cdot \frac{t_{expv}}{t_{expZDS}} \cdot \left(\frac{U_v}{U_{ZDS}} \right)^2,$$

kde t_{exp} je expoziční čas [s].

2.10.3 Součin kermy a plochy P_{KA}

Součin kermy a plochy je počítán jako integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé k centrální ose svazku.

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy$$

Lze-li zanedbat mimoohniskové záření, zeslabení záření ve vzduchu a zpětně rozptýlené záření, je hodnota součinu kermy a plochy nezávislá na vzdálenosti od ohniska.

Pro jednotlivé typy skiagrafických a skiaskopických vyšetření se P_{KA} získá z provozních deníků pracovišť vybavených měřidlem součinu kermy a plochy (KAP metrem³), případně ze systému PACS, je-li jím pracoviště dostatečně propojeno.

Pro stanovení mDRÚ je třeba uvažovat hodnoty P_{KA} pouze z vyšetření pacientů, kteří odpovídají standardnímu pacientovi.

2.10.4 Součin kermy a délky P_{KL}

Součin kermy a délky je počítán jako integrál kermy ve vzduchu podél specifikované délky L .

$$P_{KL} = \int_L K(x) dx.$$

2.10.5 Střední dávka v mléčné žláze

Relevantní veličinou vyjadřující riziko nežádoucích účinků ozáření pro mamografické vyšetření je **střední dávka v mléčné žláze** (D_G). Střední dávka v mléčné žláze je zároveň veličinou, ve které se stanovují diagnostické referenční úrovně. Hodnota místní diagnostické referenční úrovně je tedy přímo typickou hodnotou střední dávky v mléčné žláze pro dané zdravotnické zařízení.

Střední dávku v mléčné žláze stanovíme jako:

$$D_G = K_i \cdot g \cdot c \cdot s,$$

kde K_i je dopadající kerma, g je konverzní faktor převádějící dopadající kermu na střední dávku v mléčné žláze pro prs s 50% glandularitou a Molybden/Molybden (dále Mo/Mo) spektrum rentgenky, c je korekční faktor na složení prsu odlišné od 50% glandularity, s je korekční faktor na spektrum rentgenky odlišné od kombinace (Mo/Mo).

³ KAP metr bývá někdy v praxi nazýván DAP metrem

2.10.6 Metoda stanovení a revize místních diagnostických referenčních úrovní

Hodnoty dávek jednotlivých pacientů změřených nebo vypočítaných podle výše uvedeného postupu slouží dále ke stanovení mDRÚ pro jednotlivý výkon, pro vyšetřovnu, pro nemocnici atd.

Místní diagnostické referenční úrovně se stanovují ze vstupní povrchové kermy nebo ze střední dávky v mléčné žláze, která je typická pro soubor vybraných pacientů.

mDRÚ je vhodné revidovat každý rok. Při výběru vyšetření, pro která má být na pracovišti stanovena mDRÚ, se lze na začátku řídit národními diagnostickými referenčními úrovněmi (nDRÚ). Po té se děje kontrola mDRÚ na základě každoroční analýzy konkrétního zdravotnického zařízení, přístroje, vyšetřovny atd. (které má už stanovené své místní diagnostické referenční úrovně), tyto nové a staré hodnoty se porovnají.

O frekvenci stanovování místních diagnostických referenčních úrovní rozhodne pověřené oddělení nemocnice. Aktualizace je doporučena pokud se hodnoty mDRÚ liší o 10 až 20%.

3 Praktická část

3.1 Stanovování místních diagnostických referenční úrovně ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze (VFN)

Místní diagnostické referenční úrovně jsme stanovovali ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze. Vyhodnocovali jsme data ze 13 ti klinik, celkově z 21 RTG zařízení.

3.1.1 Popis pracoviště

Všeobecnou fakultní nemocnici v Praze můžeme zařadit mezi největší nemocnice v České republice. Nemocnice je ve vazbě s 1. lékařskou fakultou Univerzity Karlovy. Představuje významné zdravotnické zařízení v systému poskytování zdravotní péče, výuce a výzkumu [11].

Radiodiagnostická klinika 1. LF UK a VFN je v současné době největší klinikou tohoto druhu u nás. Na klinice pracuje zhruba 110 zaměstnanců (z toho cca 42 lékařů) a vybavení tvoří například 40 rentgenových přístrojů, 2 počítačové tomografy (CT), 2 přístroje pro vyšetření magnetickou rezonancí (MR), 5 ultrazvukových přístrojů, 1 angiografický komplet a 3 mamografy.

Činnost kliniky zahrnuje celou oblast diagnostického zobrazování, včetně intervenční radiologie.

Mezi pracoviště radiodiagnostické kliniky patří: Centrální pracoviště, Centrum diagnostiky chorob prsu, Oddělení magnetické rezonance, Fakultní poliklinika, Neurologická klinika, Urologická klinika, Klinika dětského a dorostového lékařství, I. Interní klinika, III. Interní klinika, IV. Interní klinika, II. Chirurgická klinika, I. Klinika tuberkulózy a respiračních nemocí, Interní oddělení Strahov.

3.1.1.1 Oddělení radiační ochrany (ORO)

Oddělení radiační ochrany je samostatné oddělení VFN, které dohlíží na dodržování zásad radiační ochrany v nemocnici na pracovištích radioterapie, nukleární medicíny a radiodiagnostiky.

Některé výsledky své činnosti vykazuje Státnímu úřadu pro jadernou bezpečnost, který určuje pravidla pro používání ionizujícího záření v ČR medicíně.

3.1.2 Soubor dat

3.1.2.1 Pracoviště, ze kterých data pocházejí

Sběr dat proběhl na 13ti klinikách, které využívají zdroj ionizujícího záření. A to na I. Interní klinice, IV. Interní klinice, III. Interní klinice, II. Chirurgické klinice, Fakultní poliklinice, Interním oddělením Strahov, Centrálním pracovišti, Klinice tuberkulózy a respiračních nemocí, Gynekologicko-porodnické klinice, Neurologické klinice, II. Interní klinice, Urologické klinice a na Centru diagnostiky chorob prsu VFN.

3.1.2.2 Hodnocená skiagrafická zařízení

Data jsme čerpali z provozních deníků (popř. ze systému PACS) jednotlivých klinik. Dohromady bylo hodnoceno 12 skiagrafických zařízení pojízdných a 9 skiagrafických zařízení stacionárních (z toho dva mamografické přístroje).

3.1.2.3 Vymezení zkoumaných oblastí

Místní diagnostické referenční úrovně se stanovují pro konkrétní skiagrafické vyšetření např. pro hrudník, pánev, lebku, páteř apod. Proto jsme si pomocí expoziční tabulky vymezili ty oblasti lidského těla (u mamografických snímků tedy tloušťku prsa), pro které jsme chtěli stanovit mDRÚ pro VFN. Pomocí mDRÚ můžeme hodnotit pacientem obdrženou dávku při konkrétním skiagrafickém vyšetření (viz teoretická část).

Pro každou takto vymezenou oblast a každý přístroj jsme nasbírali 20 záznamů.

Stáří záznamů vyšetření jsme volili tak, aby bylo co nejaktuálnější z roku 2011.

3.1.2.4 Typ sbíraných dat

Při sběru dat jsme se zaměřovali na tyto údaje: pohlaví vyšetřované osoby, rok narození, vyšetřovanou oblast, tloušťku prsu, způsob projekce (A/P, P/A, LAT, CC), použité expoziční parametry – napětí na rentgence [kV] a elektrické množství [mAs], celkovou filtraci, velikost

použité kazety, zčernání, vzdálenost ohniska od obrazového detektoru, vzdálenost podpěry pacienta k detektoru obrazu, použití AEC a „Bucky“ clony, materiál anody, materiál použitého filtru, vstupní dávku a orgánovou dávku.

3.1.3 Přehled hodnocených skiagrafických zařízení

K hodnocení dávek na pacienta a k stanovení místních diagnostických referenčních úrovní jsme použili 21 RTG zařízení. Tyto přístroje, jsme rozdělili do tří skupin a to na zařízení pojízdné, stacionární a mamografické.

3.1.3.1 Pojízdňá skiagrafická zařízení

Tab. č. 1. Přehled pojízdných skiagrafických zařízení

Pracoviště	Ev. číslo RTG přístroje	Typ RTG přístroje	Hodnocené oblasti
III. Interní klinika	1	Movus 2	srdce + plíce vleže
IV. Interní klinika	10	TMS 150	srdce + plíce vleže, břicho vleže
Centrální pracoviště	26	TMS 150	srdce + plíce vleže
Centrální pracoviště	27	TMS 150	srdce + plíce vleže
II. Chirurgická klinika	32	Practix 33	srdce + plíce vleže
Gyn.-porodnická klinika	77	TMS 150	srdce + plíce vleže
I. Interní klinika	78	TMS 150	srdce + plíce vleže, břicho vleže
III. Interní klinika	79	TMS 150	srdce + plíce vleže
Neurologická klinika	80	TMS 150	srdce + plíce vleže
II. Interní klinika	88	TMS 300	srdce + plíce vleže
II. Interní klinika	89	TMS 300	srdce + plíce vleže
Urologická klinika	95	TMS 300	srdce + plíce vleže

3.1.3.2 Stacionární skiagrafická zařízení

Tab. č. 2. Přehled stacionárních skiagrafických zařízení

Pracoviště	Ev. číslo RTG přístroje	Typ RTG přístroje	Hodnocené oblasti
I. Interní klinika	17	Multix PRO	lebka, VDN, C – páteř, TH – páteř, LS – páteř, rameno, paže, loket, předloktí, zápěstí, ruka, pánev, kyčel, kost stehenní, koleno, hlezno, bérce, noha, pata, srdce+plíce, srdce + plíce bok, břicho vstoje
IV. Interní klinika	5	MP 15	plíce P/A, noha, žebra, břicho, VDN, pánev, LS - páteř, C- páteř, lebka, TH - páteř, kyčle, loket, rameno, ruka, pata, bérce, koleno, zápěstí, hlezno
III. Interní klinika	96	CPI Indico	plíce vleže, plíce A/P, VDN, NSB, srdce + plíce, kyčle
II. Chirurgická klinika	63	HF 50 + CS 2000	srdce + plíce A/P, srdce + plíce P/A, srdce + plíce vleže
Fakultní poliklinika	83	CPI Indico	srdce + plíce, noha, koleno, C-páteř, TH-páteř, LS -páteř, VDN, ruka, kyčle, pánev
Interní oddělení Strahov	4	MP 15	srdce + plíce, C-páteř, srdce + plíce vleže, TH - páteř, kyčle, LS - páteř, lebka, VDN, NSB ve stoje, pánev, femur, bérce
I. Klinika tuberkulózy a respiračních nemocí	8	MP 15	srdce + plíce P/A, hrudník LB, hrudník PB

3.1.3.3 Mamografická skiagrafická zařízení

Tab. č. 3. Přehled stacionárních mamografických skiagrafických zařízení

Pracoviště	Ev. číslo RTG přístroje	Typ RTG přístroje	Hodnocené oblasti
Centrum diagnostiky chorob prsu	107	Hologic Dimension	tloušťka prsa v mm: 30, 40, 50, 60, 70, 80
Centrum diagnostiky chorob prsu	99	Hologic Selenia	tloušťka prsa v mm: 30, 40, 50, 60, 70, 80

3.1.4 Metodika určování mDRÚ pro pojízdné skiagrafické RTG zařízení

Abychom mohli stanovit místní diagnostické referenční úrovně pro pojízdné skiagrafické RTG zařízení na klinikách VFN, potřebovali jsme zvolit vhodnou veličinu. Tato veličina musí mít vztah (přímý nebo nepřímý) k riziku ozáření a musí obsahovat takové parametry, které jsme schopni na pracovišti změřit nebo vypočítat. Proto jsme zvolili pro výpočet mDRÚ veličinu **vstupní povrchové kermy** (K_{ev}) pro kterou platí vztah:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \cdot \frac{P_{ltv}}{P_{ltZDS}} \cdot \left(\frac{FDD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \cdot k_U.$$

Vstupní povrchová kerma je kerma ve vzduchu měřená na centrální ose svazku v místě vstupu svazku záření do pacienta, přičemž se započítává příspěvek zpětně rozptýleného záření (viz geometrické schéma na obrázku níže).

Při výpočtu vstupní povrchové kermy jsme vycházeli z naměřených parametrů pro jednotlivé typy vyšetření a také parametrů, které přesně odpovídají expozičním parametrům při zkoušce dlouhodobé stability (test 5.11 vstupní povrchová kerma).

U všech výpočtů se používají hodnoty z vyšetření pacientů, kteří co nejvíce odpovídají standardnímu pacientovi. Podle doporučení Evropské komise to jsou muži a ženy o hmotnosti 70 kg (uvažuje se ± 10 kg).

Jedním z hlavních parametrů, který jsme potřebovali pro výpočet, je vstupní povrchová kerma stanovená při zkoušce dlouhodobé stability (K_{eZDS}), je měřena při určitém nastavení součinu expozičního času a proudu rentgenky P_{lt} a napětí U na rentgence. Pro docílení co nejlepšího simulaci pacienta je při tomto měření použit fantom složený z 20 cm materiálu **PMMA**. Jednotkou vstupní povrchové kermy je mGy.

Dalším parametrem je $P_{It\ ZDS}$, což představuje součin expozičního času a proudu rentgenky, je vyjadřovaný v jednotkách mAs. Tuto hodnotu jsme našli opět v protokolu ZDS. V jednotkách mAs je také vyjadřován součin proudu a času rentgenky pro konkrétním typ vyšetření $P_{It\ v}$, tento parametr jsme získali z provozního deníku.

FDD_{ZDS} nám udává vzdálenost od ohniska k detektoru použité opět při zkoušce dlouhodobé stability. FSD_v je vzdálenost ohniska rentgenky od kůže pacienta. Tuto hodnotu jsme získali odečtením tloušťky standardního pacienta (20 cm) od vzdálenosti ohniska – obrazový detektor nebo kazeta, která je běžně používá pro daný typ vyšetření na daném pracovišti. V případě pojízdných skiagrafických zařízení jsou všechny obrazové detektory (kazety) přímo pod pacientem, proto není potřeba odečítat vzdálenost do kazetového vozíku.

Poslední veličinou je korekční faktor (k_U), který jsme zanedbali, a to z toho důvodu, jelikož hodnota K_{eZDS} je již přepočítána na odpovídající kilovolty. K takovéto přepočítané hodnotě jsme dospěli tak, že změřenou hodnotu vstupní povrchové kermy uvedenou v protokolu o zkoušce dlouhodobé stability jsme přepočítali pomocí lineárního proložení na požadované kV dle potřeb vyšetření.

3.1.4.1 Příklad výpočtu

K uvedení příkladu výpočtu vstupní povrchové kermy u pojízdných skiagrafických zařízení uvádíme hodnoty z vyšetření srdce a plic rentgenovým zařízením označeným jako č. 78 (TMS 150 na I. Interní klinice).

Hodnoty, které jsme převzali z protokolu o ZDS:

	20cm PMMA		
Q=10mAs	FDD=80cm		
U (kV)	60	70	80
K (mGy)	0,415	0,614	0,837

Hodnoty převzaté z provozního deníku daného pracoviště příslušné k danému typu vyšetření:

Pohlaví	kV	mAs	FSD (cm)
Ž	68	2,2	125

Jelikož při vyšetření byla použita hodnota 68 kV a v ZDS jsou uváděny hodnoty vstupní povrchové kerry pro 60 a 70 kV, je potřeba interpolací získat hodnotu vstupní povrchové kerry příslušnou k požadované hodnotě 68 kV. Pak tedy vychází $K_{eZDS} = 0,574$.

Za ostatní veličiny pak dosadíme:

$$P_{ltv} = 2,2 \text{ mAs}$$

$$P_{ltZDS} = 10 \text{ mAs}$$

$$FSD_{ZDS} = 80 \text{ cm}$$

$$FSD_v = 105 \text{ cm}$$

$$K_{ev} = K_{eZDS} \cdot \frac{P_{ltv}}{P_{ltZDS}} \cdot \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 = K_{ev} = 0,574 \cdot \frac{2,2}{10} \cdot \left(\frac{80}{105} \right)^2 = 0,073 \text{ mGy}.$$

Tento postup byl aplikován na všechna nasbíraná data pro pojízdné skiografické zařízení. Ke stanovení hodnot efektivní dávky, jsme použili program PCXMC.

3.1.5 Výsledky pro pojízdná skiografická zařízení

U hodnot, které jsou z hlediska pohlaví sloučeny k jednomu vyšetření u stejného skiografického přístroje, jsme neshledali žádné významné rozdíly. Naopak ty hodnoty, které se liší u mužů a žen, jsou popsány zvlášť.

Tab. č. 4: Hodnoty pro srdce+plíce, pojízdné skiagrafické zařízení

Srdce + plíce vleže A/P							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
1	ž, m	125	35x43	70	0,7	0,143	0,02
10	ž	125	35x43	73	2,2	0,099	0,01
10	m	125	35x43	75	2,5	0,120	0,01
26	m	125	35x43	72	2,0	0,105	0,01
26	ž	125	35x43	72	2,2	0,115	0,01
27	ž, m	125	35x43	73	2,2	0,094	0,01
32	ž	125	35x43	69	2,0	0,093	0,01
32	m	125	35x43	74	2,0	0,108	0,01
77	ž	125	35x43	78	2,5	0,120	0,02
78	ž, m	125	35x43	70	2,5	0,096	0,01
79	ž, m	125	35x43	72	2,5	0,101	0,01
80	ž, m	125	35x43	82	2,8	0,137	0,02
88	ž	125	35x43	72	2,2	0,085	0,01
88	m	125	35x43	72	2,5	0,104	0,01
89	ž	125	35x43	62	2,5	0,065	0,01
89	m	125	35x43	63	3,2	0,087	0,01
95	ž	125	35x43	74	2,2	0,100	0,01
95	m	125	35x43	78	2,5	0,128	0,02

Podle vyhlášky SÚJB č. 307/2002 sb. ve znění č. 499/2005 je hodnota diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření hrudníku (srdce a plíce) v projekci P/A **0,4 mGy**. Podle našich výpočtů, kde se hodnoty mediánů pohybují od 0,065 do 0,143 mGy, je průměrná mDRÚ pro skiagrafická pojízdná zařízení ve Všeobecné fakultní nemocnici 0,106 mGy se směrodatnou odchylkou 0,0187 mGy a medián činí **0,103 mGy**. Medián je téměř 4x menší než je doporučená hodnota (NDRÚ). Z této skupiny vyhovují všechny RTG přístroje pro skiagrafická diagnostická vyšetření. A není potřeba zjednávat nápravu, jak to ukládá Věstník Ministerstva zdravotnictví při překročení doporučeného limitu [8,19].

Tab. č. 5: Hodnoty pro břicho, pojezdné skiagrafické zařízení

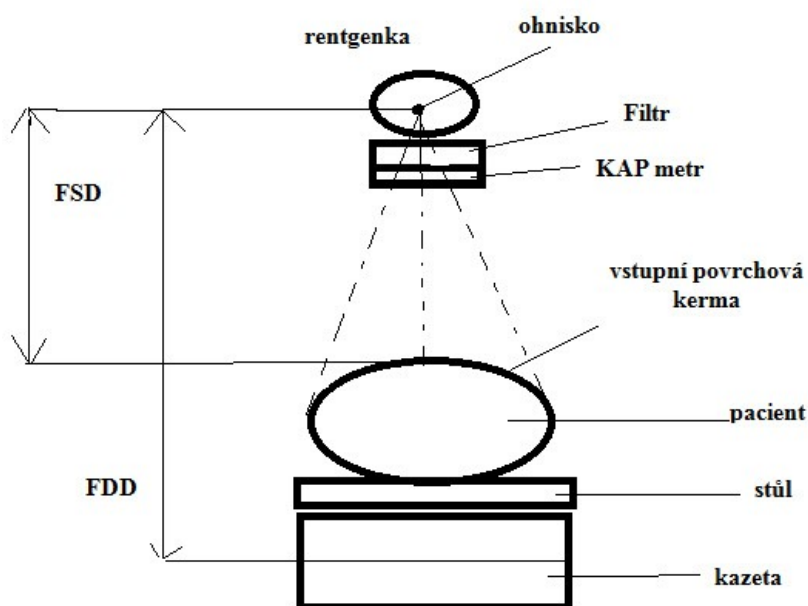
Břicho							
Ev.č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
10	ž, m	125	35x43	74	3,6	0,164	0,02
78	ž	125	35x43	80	4,0	0,194	0,02
78	m	125	35x43	80	4,0	0,194	0,03

Pro vyšetření břicha předepisuje vyhláška diagnostickou referenční úroveň **10 mGy**. Hodnoty mediánů měření od 0,164 do 0,194 ukazují, že naměřené hodnoty se pohybují na více než 50x menší úrovni v porovnání s NDRÚ. I zde vyhovují všechny zkoumané RTG přístroje.

3.1.6 Metodika určování mDRÚ pro stacionární skiagrafické RTG zařízení

Ke stanovení místních diagnostických referenčních úrovní pro stacionární skiagrafické zařízení jsme použili stejnou veličinu, jako v předchozím případě pro pojezdných RTG zařízení a to **vstupní povrchovou kermu**.

Na následujícím obrázku je znázorněno geometrické schéma měření vstupní povrchové kermu u stacionárních RTG zařízení.



Obr. č. 6. Geometrie měření vstupní povrchové kermu

Samotný postup výpočtu je obdobný jako u pojízdných skiagrafických zařízení. Je tu však jeden rozdíl. A to umístění kazety v kazetovém vozíku. V tomto případě jsme odečetli od vzdálenosti ohnisko – obrazový detektor (kazeta), vzdálenost stůl – kazetový vozík tloušťku použité podpěry respektive vzdálenost od vyšetřovacího stolu k obrazovému detektoru, který je v kazetovém vozíku.

3.1.6.1 Příklad výpočtu

K uvedení příkladu výpočtu vstupní povrchové kermy u stacionárních skiagrafických zařízení uvádíme hodnoty z vyšetření pánve rentgenovým zařízením označeným jako č. 5 (MP 15 na IV. Interní klinice).

Hodnoty z protokolu ZDS

Q=10mAs PMMA=20cm FDD=69cm

U (kV)	60	70	81
K (mGy)	0,398,	0,630	0,960

Hodnoty z vyšetření

Pohlaví	kV	mAs	FSD (cm)
ž	66	16	100

Vzdálenost stolu a kazetového vozíku = 13 cm

Pomocí interpolace opět získáme hodnotu vstupní povrchové kermy příslušnou k požadované hodnotě napětí (66 kV). Ta je rovna $K_{eZDS} = 0,5372$.

Dále dosadíme do vzorce jako v předešlém případě:

$$P_{ltv} = 16 \text{ mAs}$$

$$P_{ltZDS} = 10 \text{ mAS}$$

$$FSD_{ZDS} = 69 \text{ cm}$$

U hodnoty FSD_v nastává onen zmiňovaný rozdíl. Od klinicky používané vzdálenosti ohnisko – receptor obrazu (100 cm) jsme odečetli kromě standardní tloušťky pacienta (20 cm) ještě vzdálenost vyšetřovacího stolu od kazetového vozíku (13 cm): $FSD_v = FSD_v = 100 - 20 - 13 = 67 \text{ cm}$.

$$K_{ev} = K_{eZDS} \cdot \frac{P_{ltv}}{P_{ltZDS}} \cdot \left(\frac{FDD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 = K_{ev} = 0,5372 \cdot \frac{16}{10} \cdot \left(\frac{69}{67} \right)^2 = 0,911 \text{ mGy}$$

U dvou strojů jsme získali z provozních deníků hodnotu plošné kermy, která byla naměřena KAP metrem. Pro výpočet vstupní povrchové kermy a převodu jsme použili následující vztah:

$$\frac{P_{KA} \cdot \left(\frac{FDD_v}{FSD_v} \right)^2}{S},$$

kde P_{KA} je součin kermy a plochy získaný z DAP metru, S je velikost plochy kazety, FDD_v udává vzdálenost ohniska rentgenky k detektoru a FSD_v je vzdálenost od ohniska ke kůži pacienta, taktéž je to hodnota spočítaná jako u předchozích příkladů odečtením tloušťky standardního pacienta a vzdálenosti kazety od vyšetřovacího stolu.

K výpočtu efektivní dávky jsme použili program PCXMC.

3.1.7 Výsledky pro stacionární skiagrafická zařízení

Tab. č. 6: Hodnoty pro lebku, stacionární skiagrafické zařízení

Lebka P/A								
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr) [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
4	ž	100	-	24x30	63	64	5,517	0,187
4	m	100	-	24x30	63	56	5,001	0,173
5	ž, m	100	-	24x30	77	12,5	1,113	0,037
17	ž	100	-	24x30	60	16,5	1,352	0,026
17	m	100	-	24x30	60	17	1,393	0,027

$\text{NDRÚ} = 5 \text{ mGy (P/A)}$

Průměr z vypočítaných hodnot vstupní povrchové kermý (počítané jako medián přes vstupní data) vyšel 2,875 mGy a medián 1,393 mGy, přičemž vypočtené hodnoty vstupní kermý se pohybují od 1,113 do 5,517 mGy.

U přístroje č. 4 (MP 15, Interní oddělení Strahov) dochází při vyšetřování lebky k překračování národních diagnostických referenčních hodnot, které činí 3 mGy (LAT) a 5 mGy (P/A). Zde je potřeba uvažovat o optimalizaci diagnostického procesu.

Tab. č. 7: Hodnoty pro VDN, stacionární skiagrafické zařízení

VDN								
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
4	ž, m	100	-	18x24	77	64	9,010	0,347
5	ž, m	100	-	18x24	77	20	1,781	0,057
17	ž	180	-	18x24	63	86	1,698	0,039
17	m	180	-	18x24	63	88	1,738	0,040
96	ž	100	43,22	18x24	60	-	1,748	0,047
96	m	100	42,22	18x24	60	-	1,707	0,046

NDRÚ není, NDRÚ pro lebku = 3 mGy (LAT), 5mGy (P/A)

Vypočítané hodnoty vstupní povrchové kermý se pohybují od 1,698 do 9,010 mGy, průměr z těchto hodnot, který jsme též označili jako mDRÚ pro VFN vyšel 2,947 mGy a medián mediánů 1,743 mGy.

Kromě přístroje č. 4 se zjištěné místní diagnostické referenční hodnoty pohybují pod NDRÚ. U jmenovaného stroje se mDRÚ nachází několikanásobně výše než jsou uváděny NDRÚ pro lebku.

Tab. č. 8: Hodnoty pro C-páteř, stacionární skiagrafické zařízení

C-páteř								
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kermá (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kermá [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
4	ž, m	100	-	18x24	51,5	56	2,615	0,118
5	ž, m	100	-	18x24	73	8	0,611	0,031
17	ž, m	180	-	18x24	66	33	0,714	0,027

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ vyšla na základě mediánů vstupních dat pro povrchovou kermu 1,313 mGy a medián mDRÚ je 0,714 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kermý se pohybují od 0,611 do 2,615 mGy.

Kromě přístroje č. 4 se mDRÚ pro ostatní dva přístroje pohybují do hranice 1,0 mGy, č. 4 má čtyřnásobně vyšší zjištěnou úroveň mDRÚ.

Tab. č. 9: Hodnoty pro TH-páteř, stacionární skiagrafické zařízení

TH-páteř A/P								
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kermá (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kermá [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
4	ž, m	100	-	35x43	73	64	7,930	1,025
5	ž, m	100	-	35x43	77	20	1,782	0,197
17	ž, m	180	-	35x43	75	16,5	2,246	0,186

NDRÚ = 7 mGy (A/P)

Vypočítané hodnoty vstupní povrchové kermy se pohybují od 1,782 do 7,930 mGy, průměr těchto hodnot, tedy mDRÚ vychází 3,986 mGy a medián 2,246 mGy.

Opět u přístroje č. 4 se mDRÚ dostává nad hranici 7 mGy pro předozadní pohled, ostatní dva přístroje jsou pod stanovou NDRÚ.

Tab. č. 10: Hodnoty pro LS-páteř, stacionární skiografické zařízení

LS-páteř A/P								
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
4	ž	100	-	35x43	76	130	15,266	2,054
4	m	100	-	35x43	73	130	15,912	2,351
5	ž, m	100	-	35x43	85	25	2,86	0,384
17	ž	100	-	35x35	75	37	4,88	0,273
17	m	100	-	35x35	75	40	5,28	0,296

NDRÚ = 10 mGy (A/P)

Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kermy pohybují od 2,860 do 15,912 mGy, průměrná mDRÚ činí 8,840 mGy a medián z mDRÚ je 5,280 mGy.

Opět u přístroje č. 4 se mDRÚ dostává nad hranici 10 mGy pro předozadní pohled.

Tab. č. 11: Hodnoty pro žebra, stacionární skiografické zařízení

Žebra							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	35x43	66	16	0,912
17	ž, m	100	-	35x43	66	8	0,796

NDRÚ není

Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kermy se pohybují od 0,796 do 0,912 mGy, průměrná mDRÚ činí 0,854 mGy, stejně tak i medián z mDRÚ.

Tab. č. 12: Hodnoty pro srdce+plice, A/P, stacionární skiagrafické zařízení

Srdce + plíce A/P							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	150	-	35x43	60	5,0	0,056
63	ž, m	150	-	35x43	72	2,5	0,091
96	ž	180	6,965	35x35	102		0,079
96	m	180	8,315	35x35	102		0,111

NDRÚ není, NDRÚ = 0,4 mGy (P/A), 1,5 mGy (LAT)

Průměrná mDRÚ činí 0,084 mGy a medián z mDRÚ je 0,085 mGy se směrodatnou odchylkou 0,020 mGy. Zjištěné mediány měření se nacházejí v intervalu 0,056 až 0,111 mGy.

Protože neexistuje specifická národní diagnostická referenční úroveň pro předozadní projekci, lze mDRÚ orientačně porovnat s NDRÚ pro zadopřední, případně boční pohled. Výsledky jsou pozitivní, všechny přístroje vykazují mDRÚ pod uvedenými hladinami vyhovující.

Tab. č. 13: Hodnoty pro srdce+plice, P/A, stacionární skiagrafické zařízení

Srdce + plíce P/A							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
4	ž, m	150	-	35x35	50	24	0,298
5	ž, m	150	-	35x43	60	5	0,056
8	ž	200	-	35x35	87,5	1,8	0,036
8	m	200	-	35x35	85	2	0,035
17	ž, m	180	-	35x35	66	14	0,339
63	ž	150	-	35x43	63	6,1	0,116
63	m	150	-	35x43	63	10	0,273
83	ž, m	200	30,72	35x35	100		0,226
96	ž, m	180	10,16	35x35	102		0,115

NDRÚ = 0,4mGy

Průměrná hodnota mDRÚ pro všechny hodnocené RTG přístroje v rámci vyšetření plic vyšla 0,166 mGy se směrodatnou odchylkou 0,112 mGy a medián mDRÚ je 0,116 mGy. Zjištěné mDRÚ se pohybují od 0,035 do 0,339 mGy. Nejnižší hodnoty jsme vypočítali pro muže a pro ženy na Klinice tuberkulózy a respiračních onemocnění u RTG zařízení č. 8 typu MP 15.

Pro vyšetření srdce a plic při A/P projekci mají všechny hodnocené přístroje nižší hodnotu než je národní diagnostická referenční úroveň.

Tab. č. 14: Hodnoty pro srdce+plíce, z boku, stacionární skiagrafické zařízení

Srdce + plíce z boku							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr) [μGym^2]	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
8	ž, m (LB)	200	-	35x35	96	3,2	0,082
8	ž, m (PB)	200	-	35x35	99	2,5	0,060
17	ž, m	180	-	35x35	70	53	1,320

NDRÚ = 1,5mGy

Hodnoty vstupní povrchové kerry (stanovené mediánem) pohybují od 0,060 do 1,320 mGy. Průměrná místní diagnostická referenční úroveň vychází 0,487 mGy a medián mDRÚ je 0,082 mGy.

Ani jeden z přístrojů nepřekračuje stanovenou NDRÚ, ale u přístroje č. 17 se mDRÚ k této úrovni již blíží.

Tab. č. 15: Hodnoty pro srdce+plice, vleže, stacionární skiagrafické zařízení

Srdce + plíce vleže							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
4	ž, m	150	-	35x43	50	24	0,298
63	ž, m	150	-	35x43	63,5	3,2	0,089
96	ž	150	35,28	35x35	80		0,371
96	m	150	33,05	35x35	80		0,392

NDRÚ není, NDRÚ = 0,4 mGy (P/A), 1,5 mGy (LAT)

Průměrná hodnota mDRÚ vyšla na základě výpočtu 0,288 mGy a medián 0,335 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kermý se pohybují od 0,089 do 0,392 mGy.

Vzhledem k tomu, že konkrétní NDRÚ není pro projekci vleže stanovena, lze zjištěné hodnoty orientačně porovnat s projekcemi zadopřední a boční. U projekce vleže se mDRÚ všech tří zkoumaných přístrojů nachází pod úrovní 0,4 mGy a tedy není nutno zajišťovat další optimalizaci diagnostického procesu.

Tab. č. 16: Hodnoty pro břicho, stacionární skiagrafické zařízení

Břicho A/P								
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
4	ž	100	-	35x35	70	100	11,247	1,187
4	m	100	-	35x35	66	100	10,586	1,118
5	ž, m	100	-	35x43	77	20	0,584	0,069
17	ž, m	180	-	35x35	75	59	1,697	0,132
96	ž, m	120	152,07	35x43	75		1,896	0,202

NDRÚ = 10 mGy (A/P)

Průměrná hodnota mDRÚ vyšla na základě měření pro čtyři přístroje 5,202 mGy s vysokou směrodatnou odchylkou 4,692 mGy a medián mDRÚ je 1,896 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní kermy se pohybují od 0,584 až do 11,247 mGy.

U přístroje č. 4 došlo opět k překročení stanovené NDRÚ, a to pro muže i pro ženy. mDRÚ se nachází 12,5%, respektive 5,9% nad hladinou NDRÚ. U ostatních přístrojů se jejich místní diagnostické referenční úrovně pohybují několikanásobně níže, než stanovuje NDRÚ

Tab. č. 17: Hodnoty pro rameno, stacionární skiagrafické zařízení

Rameno							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	24x30	55	10	0,248
17	ž	100	-	24x30	60	36,5	2,290
17	m	100	-	24x30	60	32,5	1,960

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ činí 1,499 mGy a medián mDRÚ je 1,960 mGy.

Protože neexistuje konkrétní úroveň NDRÚ pro tuto část těla, nelze zjištěné mDRÚ porovnat s relevantní národní úrovní. Zde se mDRÚ pohybují kolem hodnoty 2,0 mGy pro přístroj č. 17, druhý přístroj č. 5 vykazuje několikanásobně nižší hodnoty.

Tab. č. 18: Hodnoty pro paži, stacionární skiagrafické zařízení

Paže							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
17	ž, m	100	-	35x35	60	5	0,313

NDRÚ není

Jediná zjištěná mDRÚ pro přístroj č. 17 činí 0,313 mGy.

Protože neexistuje konkrétní úroveň NDRÚ pro tuto část těla, je nutno stanovit mDRÚ na této úrovni.

Tab. č. 19: Hodnoty pro loket, stacionární skiagrafické zařízení

Loket							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	50	5	0,100
17	ž, m	100	-	18x24	44	8	0,216

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ na základě zkoumání dvou přístrojů činí 0,158 mGy, stejně tak i medián mDRÚ. Jedná se o hodnoty blízko sebe.

Protože neexistuje konkrétní úroveň NDRÚ pro tuto část těla, nelze zjištěné mDRÚ porovnat s relevantní národní úrovní. Zde jsou hodnoty vstupní povrchové kermy 0,100 a 0,216 mGy.

Tab. č. 20: Hodnoty pro předloktí, stacionární skiagrafické zařízení

Předloktí							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
17	ž, m	100	-	24x30	44	8	0,216

NDRÚ není

Jediná zjištěná mDRÚ pro přístroj č. 17 činí 0,216 mGy.

Protože neexistuje konkrétní úroveň NDRÚ pro tuto část těla, nelze tuto hodnotu dále porovnat.

Tab. č. 21: Hodnoty pro zápěstí, stacionární skiagrafické zařízení

Zápěstí							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	46	4	0,655
17	ž, m	100	-	18x24	41	8	0,144

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ a medián mDRÚ na základě zkoumání dvou přístrojů je 0,400 mGy. Konkrétní hodnoty vstupní povrchové kerry jsou 0,144 mGy pro přístroj č. 17 a 0,655 mGy pro přístroj č. 5.

Protože neexistuje konkrétní úroveň NDRÚ pro tuto část těla, nelze zjištěné mDRÚ porovnat s relevantní národní úrovní. Zde se mDRÚ pohybují pod hladinou 0,7 mGy, přičemž přístroj č. 17 vykazuje několikanásobně nižší hodnoty.

Tab. č. 22: Hodnoty pro ruku, stacionární skiagrafické zařízení

Ruka							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	44	4	0,058
17	ž, m	100	-	24x30	42	2,5	0,056
83	ž, m	100	-	18x24	48	6,3	0,327

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ vychází 0,147 mGy a medián mDRÚ na základě zkoumání tří přístrojů je 0,058 mGy. Konkrétní hodnoty vstupní povrchové kerry se pohybují mezi 0,056 mGy pro přístroj č. 17 a 0,327 mGy pro přístroj č. 83.

Protože neexistuje konkrétní úroveň NDRÚ pro tuto část těla, nelze zjištěné mDRÚ porovnat s relevantní národní úrovní. Zde se mDRÚ pohybují pod hladinou 0,33 mGy, přičemž přístroj č. 83 vykazuje několikanásobně vyšší hodnotu mDRÚ.

Tab. č. 23: Hodnoty pro pánev, stacionární skiagrafické zařízení

Pánev A/P							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
4	ž, m	100	-	35x43	70	64	7,198
5	ž, m	100	-	35x43	66	16	0,912
17	ž	100	-	35x43	63	34	3,084
17	m	100	-	35x43	63	35	3,174

$NDRÚ = 10 \text{ mGy (A/P)}$

Průměrná hodnota mDRÚ činí 3,592 mGy se směrodatnou odchylkou 2,270 mGy a medián z mDRÚ je 3,129 mGy. Zjištěné mediány ze vstupních dat se nacházejí v intervalu 0,912 až 7,198 mGy.

Národní diagnostická referenční úroveň pro předozadní projekci je 10 mGy, a to znamená, že všechny zkoumané přístroje (včetně přístroje č. 4, jehož mDRÚ je několikanásobně vyšší v porovnání s přístroji č. 5 a 17) vykazují nižší mDRÚ, tedy není potřeba optimalizovat existující diagnostický proces při tomto vyšetření.

Tab. č. 24: Hodnoty pro kyčel, stacionární skiagrafické zařízení

Kyčel A/P							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
4	ž, m	100	-	35x43	60	100	7,938
5	ž, m	100	-	24x30	73	20	1,527
17	ž, m	100	-	24x30	66	26	2,449
96	ž	120	176,93	24x30	80		4,091
96	m	120	180,77	24x30	80		4,180

$NDRÚ = 10 \text{ mGy (A/P)}$

Průměrná hodnota mDRÚ činí 4,037 mGy se směrodatnou odchylkou 2,194 mGy a medián z mDRÚ vyšel 4,091 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kermy se nacházejí v intervalu 1,527 až 7,938 mGy.

Národní diagnostická referenční úroveň pro předozadní projekci je 10 mGy. I zde se všechny zjištěné místní diagnostické referenční úrovně nacházejí pod stanovenou hladinou, i když přístroj č. 4 vykazuje několikanásobně vyšší hodnoty v porovnání s přístroji č. 5, 17 a 96. Není tedy potřeba zahájit optimalizaci stávajícího diagnostického procesu.

Tab. č. 25: Hodnoty pro stehenní kost, stacionární skiagrafické zařízení

Kost stehenní							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
4	ž	100	-	20x43	60	15	1,190
4	m	100	-	20x43	66	30	2,380
17	ž	100	-	35x43	66	8	0,795
17	m	100	-	35x43	66	9	0,895

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ činí 1,315 mGy se směrodatnou odchylkou 0,632 mGy a medián z mDRÚ vyšel 1,043 mGy. Zjištěné mediány ze vstupních dat se nacházejí v intervalu 0,795 až 2,380 mGy.

Protože není stanovena národní diagnostická referenční úroveň pro tuto část těla, nelze provést porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Ty se nacházejí pro přístroj č. 4 na úrovni přibližně 1,2 mGy pro ženy a 2,4 mGy pro muže, což je opět několikanásobně výše v porovnání s přístrojem č. 17.

Tab. č. 26: Hodnoty pro koleno, stacionární skiagrafické zařízení

Koleno							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	55	5	0,124
17	ž, m	100	-	18x24	50	9	0,363
83	ž, m	100	-	18x24	48	10	0,519

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ činí 0,335 mGy a medián z mDRÚ vyšel 0,363 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kerry se pohybují od 0,124 do 0,519 mGy.

Protože není stanovena národní diagnostická referenční úroveň pro tuto část těla, nelze provést porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Ty se nacházejí pod hladinou 0,52 mGy, přičemž přístroj č. 83 vykazuje několikanásobně vyšší mDRÚ než přístroje č. 5 a 17.

Tab. č. 27: Hodnoty pro hlezno, stacionární skiagrafické zařízení

Hlezno							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	49	5	0,091
17	ž, m	100	-	18x24	47	5,6	0,189

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ ze dvou zjištěných mediánů pro přístroje č. 5 a 17 činí 0,140 mGy, stejně jako medián z mDRÚ. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kerry činí 0,091 a 0,189 mGy.

Protože není stanovena národní diagnostická referenční úroveň pro tuto část těla, nelze provést porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Ty se nacházejí pod hladinou 0,2 mGy, přičemž přístroj č. 17 vykazuje přibližně dvojnásobně vyšší mDRÚ než přístroj č. 5.

Tab. č. 28: Hodnoty pro břec, stacionární skiagrafické zařízení

Břec							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
4	ž, m	100	-	20x43	59	10	0,427
5	ž, m	100	-	35x43	55	5	0,124
17	ž, m	100	-	35x43	45	4	0,117

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ činí 0,223 mGy a medián z mDRÚ vyšel 0,124 mGy. Zjištěné mediány ze vstupních dat se pohybují od 0,117 do 0,427 mGy.

Protože není stanovena národní diagnostická referenční úroveň pro tuto část těla, nelze provést porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Ty se nacházejí pod hladinou 0,43 mGy, přičemž přístroj č. 4 vykazuje několikanásobně vyšší mDRÚ než přístroje č. 5 a 17.

Tab. č. 29: Hodnoty pro nohu, stacionární skiagrafické zařízení

Noha							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	44	4	0,058
17	ž, m	100	-	24x30	42	3,2	0,072
83	ž	100	-	24x30	46	8	0,354
83	m	100	-	24x30	46	8	0,323

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ činí 0,202 mGy a medián z mDRÚ vyšel 0,198 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kerry se pohybují od 0,058 pro přístroj č. 5 do 0,354 mGy pro přístroj č. 83 pro ženy.

Protože není stanovena národní diagnostická referenční úroveň pro tuto část těla, nelze provést porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Nacházejí se pod hladinou 0,36 mGy, přičemž přístroje č. 5 a 17 mají výrazně lepší výsledky v porovnání s přístrojem č. 83.

Tab. č. 30: Hodnoty pro patu, stacionární skiagrafické zařízení

Pata							
Ev. č. přístroje	Pohlaví	Vzdálenost ohnisko - kazeta [cm]	Plošná kerma (DAP metr)	Formát kazety [cm x cm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
5	ž, m	100	-	18x24	48	4	0,073
17	ž	100	-	18x24	45,5	5	0,166
17	m	100	-	18x24	46	5	0,158

NDRÚ není

Průměrná hodnota mDRÚ činí 0,132 mGy a medián z mDRÚ vyšel 0,158 mGy. Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kerry se pohybují od 0,073 do 0,166 mGy.

Protože není stanovena národní diagnostická referenční úroveň pro tuto část těla, nelze provést porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Pro přístroj č. 5 se mDRÚ nachází přibližně na úrovni 0,07 mGy, u přístroje č. 17 se jedná o přibližně dvojnásobnou úroveň 0,15-0,16 mGy.

3.1.8 Metodika určování mDRÚ pro stacionární mamografické zařízení

Relevantní veličinou vyjadřující riziko nežádoucích účinků ozáření pro mamografické vyšetření je **střední dávka v mléčné žláze (D_G)**.

Pro výpočet jsme vycházeli z doporučení Evropské komise a použili jsme následující vztah:

$$D_G = K_t \cdot g \cdot c \cdot s.$$

Všechna data k hodnocení mDRÚ byla brána ze screeningového vyšetření pravého prsa v projekci kraniokaudální (CC).

K výpočtu jsme potřebovali některé stejné údaje jako u předchozích hodnocených skiagrafických přístrojů – napětí rentgenky [kV], součin proudu a expozičního času [mAs]. Dalším parametrem, který jsme použili pro stanovení střední dávky v mléčné žláze, byla polotloušťka. Tu jsme určili ze ZDS na základě použitého napětí při vyšetření a příslušné kombinace anoda/filtr - materiálu anody v našem případě wolfram pro oba stroje a dle materiálu filtru rhodium nebo stříbro.

Podle tloušťky komprimovaného prsu jsme vytvořili 6 skupin:

- 1) 26 – 35 mm
- 2) 36 – 45 mm
- 3) 46 – 55 mm
- 4) 56 – 65 mm
- 5) 66 – 75 mm
- 6) 76 – 85 mm

Kromě polotloušťky jsme si stanovili další potřebné parametry k výpočtu.

K_i je dopadající kerma, kterou jsme získali opět z protokolu ZDS. Podle tloušťky komprimovaného prsa a materiálu anody/filtr. Tuto hodnotu kermy jsme vydělili příslušnými miliampérsekundami (mAs), abychom jí normovali na jeden mAs. Nakonec jsme jí vynásobili hodnotou mAs pro konkrétní vyšetření.

Hodnota g je konverzní faktor a určí se jako funkce tloušťky komprimovaného prsu a polotloušťky. Pro jeho stanovení jsme použili příslušnou tabulku Věstníku Ministerstva zdravotnictví (*Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice*).

Dalším faktorem pro určování střední dávky v mléčné žláze je faktor c pro korekci složení prsu odlišného od 50% glandularity. Najdeme ho opět ve Věstníku MZ, je rozdělen podle věku pacientek, podle tloušťky komprimovaného prsu a polotloušťky.

Vzhledem k tomu, že spektra rentgenky nejsou totožná pro různé kombinace materiálu anody a filtru ani při shodné polotloušťce, je provedena korekce střední dávky v mléčné žláze spočítané pro kombinaci Molybden/Molybden pomocí faktoru s . Pro zjednodušení jsou tyto korekční faktory uvedeny nezávisle na kvalitě svazku pro danou kombinaci materiálu anody a filtru a také nezávisle na různé glandularitě prsu. Tento faktor jsme získali opět z Věstníku MZ.

3.1.8.1 Příklad výpočtu

Pro příklad výpočtu, jsme použili hodnoty z mamografického vyšetření pomocí přístroje Hologic Selenia evidovaným pod č. 99 (Centrum diagnostiky chorob prsu).

kV	mAs	filtr	tloušťka prsa [mm]	Entrance Dose [mGy]	Organ Dose [mGy]	věk
29	150	silver	75	8,17	1,85	51

Polotloušťka pro napětí 29 kV a materiál W/Ag = **0,605**

$$s (W/Ag) = 1,048$$

$$g = 0,207$$

$$c = 1,21405$$

$$K_i = 0,054889 \cdot 150 = 8,2333$$

Pokud se hodnoty nenacházely přesně v příslušných tabulkách Věstníku MZ a protokolu ZDS, použili jsme interpolaci k nalezení nejbližší hodnoty k požadované hodnotě, stejně jako u předchozích výpočtů.

$$D_G = K_i \cdot g \cdot c \cdot s = 8,2333 \cdot 0,207 \cdot 1,21405 \cdot 1,048 = \underline{\underline{2,17\text{mGy}}}$$

Stroj si zaznamenává orgánovou dávku na každé provedené vyšetření, v tomto konkrétním případě si můžeme všimnout rozdílu, který je mezi naší vypočítanou hodnotou 2,17 mGy a hodnotou strojovou 1,85 mGy – námi vypočítaná hodnota je vyšší o 17,3%.

3.1.9 Výsledky pro stacionární mamografická skiagrafická zařízení

Následující tabulka uvádí mDRÚ pro oba zkoumané přístroje č. 107 a 99, postupně pro tloušťky komprimovaného prsu 80 mm až 30 mm.

Tab. č. 31: Hodnoty pro prsa, různá tloušťka, stacionární mamografické skiagrafické zařízení

Prsa						
Ev.č. přístroje	Pohlaví	Tloušťka prsa [mm]	Napětí rentgenky [kV]	Elektrické množství [mAs]	Stř.dáv.v mléčné žláze [mGy]	Organ dose [mGy]
107	ž	80	31,4	206,4	4,129	2,475
99	ž	80	29,1	117,4	1,654	1,450
107	ž	70	31,0	178,3	3,055	2,085
99	ž	70	29,6	99,9	1,338	1,220
107	ž	60	30,6	141,9	2,428	1,560
99	ž	60	30,3	86,7	1,207	1,175
107	ž	50	28,6	119,3	1,607	1,310
99	ž	50	28,2	88,4	1,107	1,020
107	ž	40	27,6	98,4	1,451	1,085
99	ž	40	26,7	74,0	0,984	0,900
107	ž	30	26,4	85,3	1,196	0,870
99	ž	30	25,9	65,3	0,857	0,810

NDRÚ = 7,3 mGy (90 mm), 5 mGy (75 mm), 3,3mGy (60 mm), 2,5 mGy (53 mm), 2 mGy (45 mm), 1,3 mGy (32 mm)

Tloušťka 80 mm: Průměrná hodnota mDRÚ i medián mDRÚ je 2,891 mGy, NDRÚ je stanovena mezi 5 mGy (pro tloušťku 75 mm) a 7,3 mGy (90 mm). mDRÚ pro oba přístroje leží pod stanovenou národní diagnostickou referenční úrovní.

Tloušťka 70 mm: Průměrná hodnota mDRÚ i medián mDRÚ je 2,196 mGy, NDRÚ je stanovena mezi 3,3 mGy (pro tloušťku 60 mm) a 5 mGy (75 mm). mDRÚ pro oba přístroje leží pod stanovenou národní diagnostickou referenční úrovní.

Tloušťka 60 mm: Průměrná hodnota mDRÚ i medián mDRÚ je 1,817 mGy, NDRÚ je stanovena na 3,3 mGy (60 mm). mDRÚ pro oba přístroje leží pod stanovenou národní diagnostickou referenční úrovní.

Tloušťka 50 mm: Průměrná hodnota mDRÚ i medián mDRÚ je 1,357 mGy, NDRÚ je stanovena mezi 2,0 mGy (pro tloušťku 45 mm) a 2,5 mGy (53 mm). mDRÚ pro oba přístroje leží pod stanovenou národní diagnostickou referenční úrovní.

Tloušťka 40 mm: Průměrná hodnota mDRÚ i medián mDRÚ je 1,218 mGy, NDRÚ je stanovena mezi 1,3 mGy (pro tloušťku 32 mm) a 2 mGy (45 mm). Oba přístroje i zde leží pod stanovenou národní diagnostickou referenční úrovní.

Tloušťka 30 mm: Průměrná hodnota mDRÚ i medián mDRÚ je 1,027 mGy, NDRÚ je stanovena pod 1,3 mGy (pro tloušťku 32 mm). To znamená, že mDRÚ leží pro přístroj č. 107 těsně pod nebo současně na této hranici, pro přístroj č. 99 pod stanovenou národní diagnostickou referenční úrovní.

Ve všech případech jsou mDRÚ přístroje č. 107 vyšší než hodnoty přístroje č. 99.

Dalším poznatkem je, že stroje v obou případech systematicky zaznamenávají nižší orgánovou dávku na každé provedené vyšetření, než vyplývá z výpočtu. Stroj tedy dávku podhodnocuje, což je nežádoucí.

4 Diskuze

Pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní jsme použili metodu doporučenou dle Věstníku ministerstva zdravotnictví. Stanovovali jsme veličiny: vstupní povrchovou kermu u pojízdných a stacionárních RTG zařízení a střední dávku v mléčné žláze pro mamografická RTG zařízení. Dále jsme se řídili dle vyhlášky o radiační ochraně SÚJB č. 307/2002 sb. ve znění č. 499/2005 a porovnávali jsme námi stanovené hodnoty s národními. Pro přirovnání k jiným zdrojům ionizujícího záření jsme stanovili efektivní dávku z vyšetření.

Vzhledem k tomu, že jsme hodnotili všechna pojízdná skiagrafická zařízení, počtem 12, která má nemocnice k dispozici, můžeme souhrnně stanovit místní diagnostickou referenční úroveň pro vyšetření plic vleže, která činí 0,106 mGy. Dávka, kterou pacienti obdrží ve VFN při tomto vyšetření, je 4x menší než národní diagnostická referenční úroveň, která má hodnotu 0,4 mGy. Pro stanovení místní diagnostické referenční úrovně vyšetření břicha jsme vycházeli z dat pocházejících ze dvou pojízdných skiagrafických zařízení. Tento malý počet dat je způsoben skutečností, že použití pojízdných skiagrafických zařízení se hlavně orientuje na vyšetření ležících pacientů, kteří se pro svůj vážný zdravotní stav nemohou dostavit na vyšetřovnu. Jedná se o ležící pacienty, kde se hlavně skiografie využívá pro snímek plic. Hodnota mDRÚ pro vyšetření břicha je 0,184 mGy. Tato hodnota je asi 50x menší než národní diagnostické referenční úrovně. Znamená to, že všechna pojízdná RTG zařízení používaná ve Fakultní nemocnici v Praze mají mnohem nižší dávky, než jsou národní hodnoty. Jako doplňující orientační hodnotu velikosti těchto dávek, které pacient obdrží při zkoumaných skiagrafických vyšetřeních, uvádíme hodnotu efektivní dávky. S touto hodnotou se dá porovnat radiační zátěž pocházející z jiných zdrojů. Pro srdce a plíce jsme spočítali efektivní dávku 0,01 až 0,02 mSv, což odpovídá přibližně dvou dnům pro stejné ozáření z přírodních zdrojů[19,20].

Pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní pro stacionární skiagrafická zařízení jsme neshromáždili stejně sourodá data jako u pojízdných skiagrafických zařízení. Jeden z důvodů je, že na vybraných klinikách pro tuto studii neprovádějí všechna hodnocená vyšetření. Např. na I. Interní klinice jsme hodnotili 23 vyšetřovaných oblastí oproti 3 na Klinice tuberkulózy a respiračních onemocnění. Dalším faktem je, že se liší zápisy v provozních denících. Tudíž jsme museli některá data odstranit pro nejasně vymezenou část lidského těla. To znamená, že někde na vyšetřovnách rozepisovali vyšetření horní končetiny

na rameno, paži, loket, předloktí, zápěstí a ruku oproti jiné vyšetřovně, kde byl výraz pro horní končetinu bez bližší specifikace. Některé výsledky jsme nemohli porovnat s žádnou jinou národní hodnotou, protože zatím ještě nebyly stanoveny.

Porovnání jsme mohli uskutečnit pro bederní páteř, břicho, pánev, hrudník, kyčelní kloub a lebku.

Pro vyšetření lebky je mDRÚ 2,875 mGy. Hodnoty vstupní povrchové kermy se pohybují u dvou RTG zařízení výrazně pod hranicí 5 mGy, což je NDRÚ a to s max. hodnotou 1,39 mGy. Zařízení č. 4 na Interní klinice Strahov vykazuje hodnoty nad doporučenou hranicí a to nejvíce 5,5 mGy. Pro hodnocení vedlejších dutin nosních, jsme se řídili hodnotami NDRÚ pro lebku. Můžeme opět zkonstatovat, že stroj č. 4 překračuje hodnotu NDRÚ téměř dvakrát. Ostatní přístroje ev. pod čísly 5,17 a 96 mají vstupní povrchovou kermu do hranice 1,78 mGy. Výsledná mDRÚ je pak 2,947 mGy.

Pro krční páteř nám vyšla průměrná hodnota mDRÚ 1,313 mGy, byla hodnocena 3 skiagrafická zařízení. Nejnižší vstupní hodnotu 0,611 mGy má přístroj č. 5 na IV. Interní klinice. U vyšetření hrudní páteře vyhovují 2 z 3 zkoumaných přístrojů pro hodnoty NDRÚ. Přístroj č. 4 překračuje hranici 7 mGy téměř o 1 mGy. V oblasti lumbosakrální páteře, je obdobná situace jako u předchozího hodnoceného vyšetření. Opět stroj č. 5 a 17 mají nižší hodnoty ale na Interní klinice Strahov, dochází k překročení hranice NDRÚ, která činí 10 mGy o jednu třetinu s hodnotou 15,91 mGy. Výsledná mDRÚ pro lumbosakrální přechod činí 8,840 mGy.

Pro žebra jsme stanovili mDRÚ 0,854 mGy tuto hodnotu nelze porovnávat s NDRÚ, protože není stanovena. Pro předozadní projekci srdce a plic jsme stanovili mDRÚ 0,084 mGy. Tuto hodnotu můžeme porovnat se zadopřední hodnotou NDRÚ pro vyšetření srdce a plic, která činí 0,4 mGy. Všechny hodnocené přístroje jsou pod touto hranicí. Vyšetření plic pro zadopřední projekci dopadlo nejlépe pro Kliniku tuberkulózy a respiračních onemocnění a to s hodnotou 0,035 mGy, což je velice pozitivní výsledek, protože na této klinice se vyšetřuje tato oblast nejčastěji. Obdobně je tomu také při bočním vyšetření srdce a plic, kde je opět Klinika tuberkulózy a respiračních nemocí s hodnotou 0,06 pro ženy na nejnižší pozici v obdržení výši dávek při tomto diagnostickém výkonu. Hodnota NDRÚ je stanovena na 1,5 mGy, přístroj č. 17 se této hranici přibližuje, ale je stále pod ní.

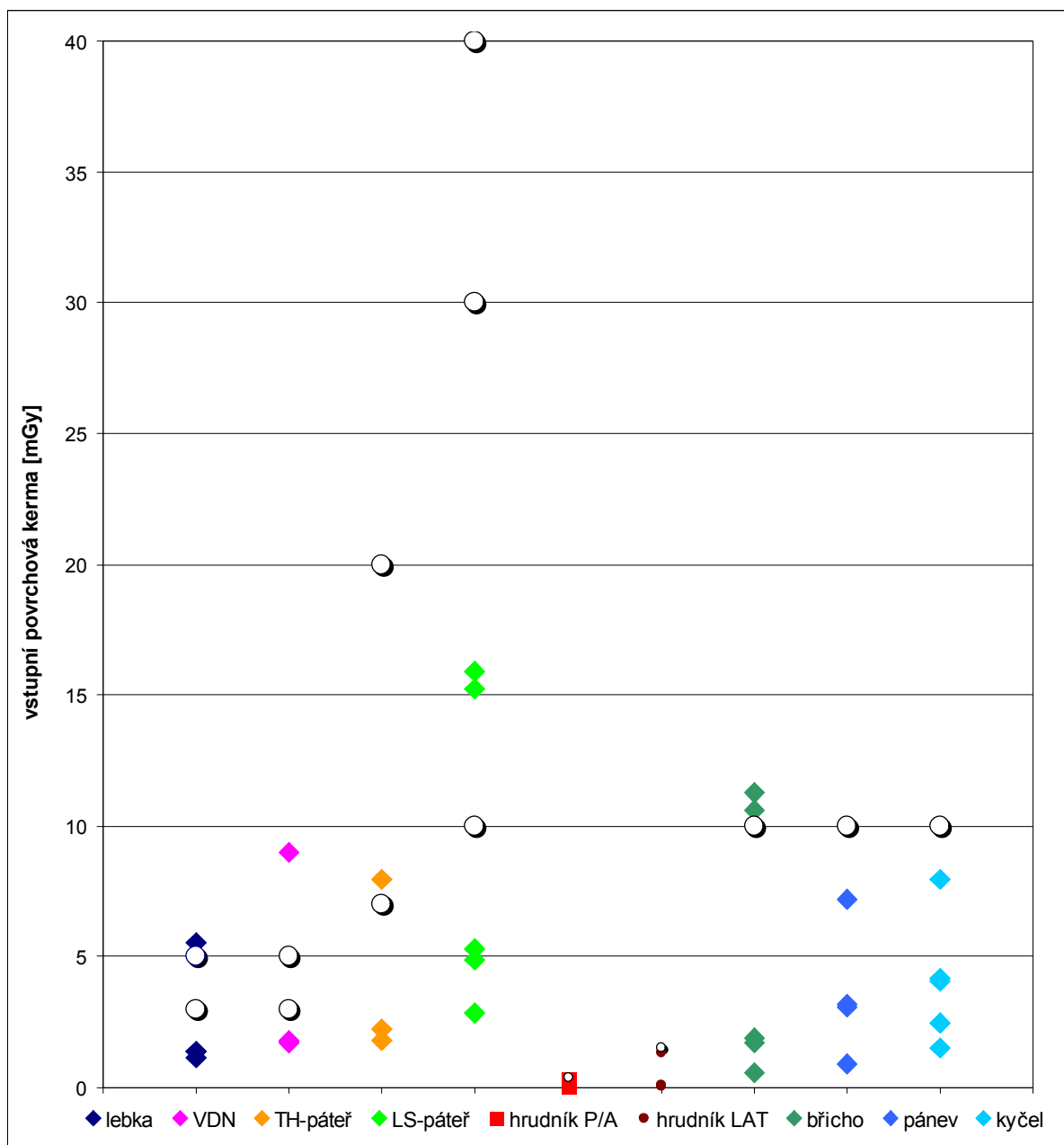
Pro srdce a plíce vleže jsme stanovili mDRÚ 0,288 mGy, tuto hodnotu můžeme porovnat s průměrnou hodnotou mDRÚ pojízdných skiagrafických zařízení, která je nižší a to 0,106 mGy.

mDRÚ 5,202 mGy s vysokou směrodatnou odchylkou 4,692 mGy jsme vypočítali pro vyšetření břicha. Vysoká směrodatná odchylka se zde jeví kvůli vysokým hodnotám vstupní povrchové kermy z Interní kliniky Strahov s RTG zařízením č. 4. Ostatní zařízení se nacházejí daleko pod hranicí 10 mGy, což je hodnota NDRÚ. Můžeme si všimnout, že pojízdné přístroje mají hodnotu oproti stacionárním v oblasti břicha opět nižší.

Pro vyšetření ramene jsme stanovili hodnotu mDRÚ 2 mGy. Dále pro oblasti paže, lokte, předloktí, zápěstí a ruky jsme dospěli k maximální hodnotě mDRÚ 0,6 mGy, hodnocené byly stroje č. 17,5,83.

Pro oblast pánve nejlépe dopadl přístroj č. 5 na IV. Interní klinice, kde jsme naměřili hodnotu vstupní povrchové kermy pod 1 mGy to je 10x méně v porovnání s NDRÚ, která činí 10 mGy. Ostatní přístroje 4 a 17 dosahují maximálně třetiny této doporučené hodnoty. Poslední vyšetřovanou oblastí, pro kterou jsme měli srovnání s NDRÚ 10 mGy byla kyčle. Žádný stroj tuto hodnotu nepřekročil. Nejvíce se k její hranici přiblížil stroj č. 4 s hodnotou téměř 8 mGy. Výsledná mDRÚ pro kyčel je 4,037 mGy se směrodatnou odchylkou 2,194 mGy. Kost stehenní, koleno, hlezno, bérce, noha a pata se od sebe svými hodnotami vstupní povrchové kermy v rámci jednoho vyšetření významně nelišily. Pro kost stehenní je mDRÚ 1,315 mGy. Ostatní zmíněné vyšetřované oblasti mají mDRÚ do 0.5 mGy.

Na následujícím obrázku je znázorněno schematické porovnání hodnot mDRÚ ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze s NDRÚ. Barevné hodnoty reprezentují mDRÚ a bílé kolečka reprezentují NDRÚ. U pěti vyšetření vidíme překročení národních diagnostických referenčních úrovní. Tyto přesahující barevné hodnoty patří stroji č. 4 MP 15, který se nachází na Interní klinice Strahov. A je nezbytné tento fakt řešit.



Obr. č. 7. Grafické porovnání mDRÚ a NDRÚ

Souhrnně se dá říci, že přístroje, pro které máme srovnání s národními referenčními diagnostickými úrovněmi, vyhovují, dokonce jsou signifikantně v mnohých případech několikanásobně nižší. Což je určitě dobrý výsledek a ukazuje správně provedenou optimalizaci zobrazovacího procesu ve VFN. Výjimku tvoří přístroj č. 4, který se nachází na Interní klinice Strahov. U šesti vyšetření překročil doporučné hranice o nemalé hodnoty. Proto by mělo být zahájeno šetření a tuto skutečnost vyřešit.

Analýza dat dvou mamografických přístrojů, které se nacházejí v Centru pro diagnostiku chorob prsu, ukázala, že místní diagnostické referenční úrovně se nacházejí pod hranicí národních diagnostických referenčních úrovní pro všech šest zkoumaných skupin. Skupiny byly rozděleny dle tloušťky komprimovaného prsu od 30 mm do 80mm. Přístroj Hologic Dimension evidován pod číslem 107 měl oproti přístroji Hologic Selenia evidovaným pod číslem 99 vyšší hodnoty střední dávky v mléčné žláze a to u každé vyšetřované tloušťky komprimovaného prsu. Nejmenší vypočítanou hodnotou mDRÚ jsme stanovili pro přístroj č. 99 pro tloušťku 30mm komprimovaného prsa a to 0,857 mGy. A naopak nejvyšší hodnota pro tento přístroj pro tloušťku komprimovaného prsa 80 mm byla 1,654 mGy. Mezi těmito hranicemi je lineární průběh, tzn., s přibývajícím tloušťkou komprimovaného prsu roste velikost obdržené radiační dávky. U přístroje č. 107 je nejmenší dávka zároveň pro nejmenší tloušťku komprimovaného prsu 30 mm a to 1,196 mGy. Opět si můžeme všimnout lineárního průběhu rostoucí radiační dávky s přibývajícím tloušťkou komprimovaného prsu. Nejvyšší hodnota je pak pro tento mamografický přístroj 4,129 mGy, kterou jsme naměřili u tloušťky komprimovaného prsa 80 mm. Za pozornost stojí také poznání, že oba mamografické přístroje podhodnocují orgánovou dávku, kterou jsme srovnali s našimi vypočítanými středními hodnotami v mléčné žláze.

5 Závěr

Ionizující záření je v dnešní době běžná součást medicínské praxe. Můžeme se setkat s názory, které vidí hlavně negativní a škodlivé dopady v používání takového prvku. Musíme ale vždy zvážit míru škodlivosti k užitečnosti diagnostické informace pro lékaře a pacienta.

Používání skiagrafických přístrojů se řídí velmi přísnými pravidly o radiační ochraně, na jejichž dodržování dohlíží pověřené osoby v nemocnici a orgány státní správy. Celý zobrazovací proces, je průběžně kontrolován pomocí příslušných testů.

K míře hodnocení dávky radiační zátěže ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze, jsme si vybrali stanovení místních diagnostických referenčních úrovní. Hodnoceno bylo dohromady 21 rentgenových zařízení a 26 typů vyšetření.

Výsledné hodnoty jsou hodnotami místních diagnostických referenčních úrovní pro daný typ vyšetření nebo pro přístroj.

Všechny místní diagnostické referenční hodnoty pro pojízdné skiagrafické zařízení jsou několikrát menší než doporučené národní diagnostické referenční úrovně. Toto zjištění je velmi pozitivní.

V hodnotách místních diagnostických referenčních úrovní pro stacionární skiagrafické zařízení se nacházel jeden přístroj, který národním diagnostickým hodnotám nevyhovoval u 5 typů vyšetření.

Pro mamografické skiagrafické zařízení jsme vypočítali také nižší mDRÚ než jsou NDRÚ. Celkově jsou tyto výsledky velmi dobré a Všeobecná fakultní nemocnice tedy může používat své místní diagnostické referenční úrovně k hodnocení radiační zátěže pacientů.

Cílem této práce bylo stanovit místní diagnostické referenční úrovně pro různé typy skiagrafického vyšetření ve VFN a porovnat je národními diagnostickými referenčními hodnotami. Výsledné hodnoty budou předány na oddělení radiační ochrany, které se touto problematikou zabývá.

6 Seznam použité literatury

1. NAVRÁTIL, L.; ROSINA, J. *Lékařská biofyzika*. 1. vydání. Praha: MANUS, 2000. 357s. ISBN 80-902318-5-3.
2. ROZMAN, J., et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
3. ROZLÍVKA, Z., *Radiační ochrana na pracovištích s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví*. 2. přepracované vydání. Pardubice: UNIT spol. s r. o., 2006. 100s.
4. ULLMANN, Vojtěch. *AstroNuklFyzika : Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína, radioisotopy* [online]. [2000] [cit. 2011-07-03]. Dostupný z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>>.
5. TRIUMF Public File Server, [cit. 2011-07-04] dostupné z WWW: <http://trshare.triumf.ca/~safety/EHS/rpt/rpt_2/node18.html>
6. KOLEKTIV AUTORŮ, *Principy a praxe radiační ochrany*. SÚJB, Praha:Azin, 608s. ISBN 80-238-3703-6.
7. SÚJB, VYHLÁŠKA č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně. [online]. [cit. 2011-07-05]. Dostupný z WWW: <http://www.sujb.cz/docs/307_po_novele.pdf>
8. MZ ČR Věstník, *Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice*. Praha, 2007
9. SÚJB, Používání rentgenů-lékařské ozáření, [online]. [cit. 2011-07-05], dostupný z WWW: <http://www.sujb.cz/?c_id=1019>
10. Wikipedia, Rentgenové záření, [online]. [cit. 2011-07-07], dostupný z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenov%C3%A9_z%C3%A1%C5%99en%C3%AD>
11. Všeobecná fakultní nemocnice v Praze, [online]. [cit. 2011-07-13], dostupný z WWW: <<http://www.vfn.cz/o-nemocnici/o-vseobecne-fakultni-nemocnici-v-praze/>>
12. Radiodiagnostická klinika VFN, [online]. [cit. 2011-07-13], dostupný z WWW: <<http://www.vfn.cz/pracoviste/kliniky-a-oddeleni/radiodiagnosticka-klinika/>>
13. SÚJB, *Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii*, 2003, [online]. [cit. 2011-07-13], dostupné z WWW: <http://www.sujb.cz/docs/27-ZPS_skiagrafie_skiaskopie.pdf>

14. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, [online]. [cit. 2011-07-15], dostupné z WWW: <<http://www.unscear.org/unscear/index.html>>
15. Výukové materiály ČVUT, [online]. [cit. 2011-07-30], dostupné z WWW: <<http://xuv.kfe.fjfi.cvut.cz/vyuka/rf/51-rf/130-rf-mnohokanalova-analyza?tmpl=component&print=1&page=>>
16. MARTÍNEK, J., *Digitalizace rentgenového obrazu*, 3. vydání, [online]. [2004] [cit. 2011-07-28]. Dostupný z WWW: <<http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace%20rentgenov%C3%A9ho%20obrazu%204.pdf>>
17. SÚJB, *Problematika hodnocení ozáření a jeho účinků na člověka*, [online]. [cit. 2011-07-28]. Dostupný z WWW: <http://www.sujb.cz/?c_id=1084>.
18. VA LÁŠEK J., *Radioaktivita*, [online]. [cit. 2011-08-01]. Dostupný z WWW: <<http://www.radioaktivita.cz/jednotky.html>>
19. SÚJB, Vyhláška č. 307/2002 sb. ve znění č. 499/2005 sb., Příloha č. 9, Diagnostické referenční úrovně.
20. Výukové materiály FBMI, *Radiobiologie* [online]. [cit. 2011-08-01]. Dostupný z WWW: <<http://fbmi.sirdik.org/prezentace/414-prezentace.html>>

7 Seznam použitých zkratek

AEC – Automatic Exposure Control, Expoziční automatika
AP – Anterior/Posterior, Předozadní
C – krční páteř
CC – kranio kaudální směr
CCD – Charge Coupled Device, Zařízení s vázanými náboji
CR – Computed radiography, Nepřímá digitalizace
CT – Computed tomography, výpočetní tomografie
DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine
DR – Direct Radiography, Přímá digitalizace
DRÚ – Diagnostické referenční úrovně
DSA – Digitální substrakční angiografie
EURATOM – The European Atomic Energy Community, Evropské společenství pro atomovou energii
FDD – Focal point detector distance, Vzdálenost ohnisko - detektor
FSD – Focal spot to skin distance, Vzdálenost ohnisko - kůže
ICRP – International Commission on Radiological Protection, Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu
KAP – měřidlo součinu kermu a plochy (někdy označován DAP – Dose area product)
kV – kilovolt
LAT – Lateralis, Boční
LF – lékařská fakulta
LS – bederní a křížová páteř
mAs – miliampér sekunda
mDRÚ – místní diagnostické referenční úrovně
MR – magnetická rezonance
NDRÚ – národní diagnostické referenční úrovně
NSB – nativní snímek břicha
ORO – Oddělení radiační ochrany
PA – Posterior/Anterior, Zadopřední
PACS – Picture Archiving and Communication System, Obrazový komunikační a archivační systém

PET – pozitronová emisní tomografie
PMMA – Polymethylmetakrylát, Plexisklo
PZ – přejímací zkouška
RTG – rentgen, rentgenové
SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost
TH – hrudní páteř
TL dozimetry – Termoluminiscenční dozimetry
TV – televizní
UK – Univerzita Karlova
UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Vědecký výbor OSN pro studium účinků atomového záření
VDN – vedlejší dutiny nosní
VFN – Všeobecná fakultní nemocnice
VZPS – výchozí zkouška provozní stálosti
WHO – World hospital organization, Světová zdravotnická organizace
ZDS – zkouška dlouhodobé stability
ZIZ – zdroj ionizujícího záření
ZOZ – zvláštní odborná způsobilost
ZPS – zkouška provozní stálosti

8 Seznam obrázků

Obr. č. 1. Interakce fotonového záření s látkou	12
Obr. č. 2. Fotoelektrický jev	14
Obr. č. 3. Comptonův rozptyl	15
Obr. č. 4. Tvorba elektron – pozitronových párů	15
Obr. č. 5. Rentgenka	19
Obr. č. 6. Geometrie měření vstupní povrchové kermy	49
Obr. č. 7. Grafické porovnání mDRÚ a NDRÚ	73

9 Seznam tabulek

Tab. č. 1: Přehled pojízdných skiagrafických zařízení	43
Tab. č. 2: Přehled stacionárních skiagrafických zařízení.....	44
Tab. č. 3: Přehled stacionárních mamografických skiagrafických zařízení.....	45
Tab. č. 4: Hodnoty pro srdce+plíce, pojízdné skiagrafické zařízení	48
Tab. č. 5: Hodnoty pro břicho, pojízdné skiagrafické zařízení	49
Tab. č. 6: Hodnoty pro lebku, stacionární skiagrafické zařízení.....	52
Tab. č. 7: Hodnoty pro VDN, stacionární skiagrafické zařízení.....	52
Tab. č. 8: Hodnoty pro C-páteř, stacionární skiagrafické zařízení.....	53
Tab. č. 9: Hodnoty pro TH-páteř, stacionární skiagrafické zařízení	53
Tab. č. 10: Hodnoty pro LS-páteř, stacionární skiagrafické zařízení.....	54
Tab. č. 11: Hodnoty pro žebra, stacionární skiagrafické zařízení	54
Tab. č. 12: Hodnoty pro srdce+plíce, A/P, stacionární skiagrafické zařízení.....	55
Tab. č. 13: Hodnoty pro srdce+plíce, P/A, stacionární skiagrafické zařízení.....	55
Tab. č. 14: Hodnoty pro srdce+plíce, z boku, stacionární skiagrafické zařízení	56
Tab. č. 15: Hodnoty pro srdce+plíce, vleže, stacionární skiagrafické zařízení	57
Tab. č. 16: Hodnoty pro břicho, stacionární skiagrafické zařízení	57
Tab. č. 17: Hodnoty pro rameno, stacionární skiagrafické zařízení.....	58
Tab. č. 18: Hodnoty pro paži, stacionární skiagrafické zařízení.....	58
Tab. č. 19: Hodnoty pro loket, stacionární skiagrafické zařízení.....	59
Tab. č. 20: Hodnoty pro předloktí, stacionární skiagrafické zařízení	59
Tab. č. 21: Hodnoty pro zápěstí, stacionární skiagrafické zařízení.....	60
Tab. č. 22: Hodnoty pro ruku, stacionární skiagrafické zařízení	60
Tab. č. 23: Hodnoty pro pánev, stacionární skiagrafické zařízení	61
Tab. č. 24: Hodnoty pro kyčel, stacionární skiagrafické zařízení.....	61
Tab. č. 25: Hodnoty pro stehenní kost, stacionární skiagrafické zařízení	62
Tab. č. 26: Hodnoty pro koleno, stacionární skiagrafické zařízení.....	62
Tab. č. 27: Hodnoty pro hlezno, stacionární skiagrafické zařízení	63

Tab. č. 28: Hodnoty pro břec, stacionární skiagrafické zařízení	63
Tab. č. 29: Hodnoty pro nohu, stacionární skiagrafické zařízení.....	64
Tab. č. 30: Hodnoty pro patu, stacionární skiagrafické zařízení.....	65
Tab. č. 31: Hodnoty pro prsa, různá tloušťka, stacionární mamografické skiagrafické zařízení	68